

**Navigierte versus konventionelle Pedikelschraubensetzung  
an der Brustwirbelsäule -  
Eine computertomographische Analyse von 1379 Schrauben**

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades

Dr. med

an der Medizinischen Fakultät

der Universität Leipzig

eingereicht von:

**Sophia Marie Bormann**

geboren am 07.03.1983 in Leipzig

angefertigt in der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und  
Plastische Chirurgie der Universität Leipzig

Betreuer:

Professor Dr. med. Christoph Josten, Universität Leipzig

Dr. med. Jan-Sven Gilbert Jarvers, Universität Leipzig

Beschluss über die Verleihung des Doktorgrades vom: 27.01.2015

## **Bibliographische Beschreibung**

Bormann, Sophia Marie

Titel der Arbeit: Navigierte versus konventionelle Pedikelschraubensetzung  
an der Brustwirbelsäule - Eine computertomographische Analyse von  
1379 Schrauben

Medizinische Fakultät der Universität Leipzig, Dissertation

Die Arbeit umfasst 92 Seiten, 35 Abbildungen, 25 Tabellen sowie 93 Literaturstellen

Referat:

Ziel der vorliegenden retrospektiven Studie war es, die Exaktheit der Pedikelschraubenlage bei der dorsalen Implantation von internen Fixateuren an der Brustwirbelsäule zu untersuchen.

In den Jahren von 2005 bis 2010 wurden an der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und Plastische Chirurgie der Universität Leipzig eine Vielzahl dieser Operationen durchgeführt. Intraoperativ wurden verschiedene Bildgebungen angewandt, zum einen die konventionelle Darstellung mittels eines Bildwandlers, zum anderen zwei Verfahren der Navigation, die computertomographie-basierte Navigation und die 3D-C-Arm Navigation. Die Schraubenlagen wurden postoperativ radiologisch mittels computertomographischer Untersuchung verglichen.

Es zeigte sich, dass die 3D-C-Arm Navigation die niedrigste Anzahl an Schraubenfehlagen aufwies. Diese bringt demnach eine größere Sicherheit für den Patienten mit sich, da Komplikationen aufgrund von Schraubenfehlagen, wie beispielsweise neurologische Schäden und instabilen Osteosynthesen, seltener auftreten.

## Abkürzungsverzeichnis

|        |  |
|--------|--|
| Abb.   | Abbildung                                      |
| BWK    | Brustwirbelkörper                              |
| BWS    | Brustwirbelsäule                               |
| bzw.   | beziehungsweise                                |
| cm     | Zentimeter                                     |
| CT     | Computertomographie                            |
| DICOM  | Digital Imaging and Communications in Medicine |
| et al. | et alii  |
| HWK    | Halswirbelkörper                               |
| HWS    | Halswirbelsäule                                |
| k. A.  | keine Angaben                                  |
| kg     | Kilogramm                                      |
| LWK    | Lendenwirbelkörper                             |
| LWS    | Lendenwirbelsäule                              |
| mGy    | milliGray                                      |
| mm     | Millimeter                                     |
| MRT    | Magnetresonanztomographie                      |
| n      | Fallzahl                                       |
| p      | Signifikanzwert                                |
| SWK    | Sakralwirbelkörper                             |
| USS    | Universal Spine System                         |
| 2D     | zweidimensional                                |
| 3D     | dreidimensional                                |
| °      | Grad   |
| %      | Prozent  |

# Inhaltsverzeichnis

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| <b>1</b> | <b>Zielstellung</b>   | <b>1</b>  |
| <b>2</b> | <b>Einleitung</b>   | <b>2</b>  |
| 2.1      | Grundlagen zur Wirbelsäule  | 2         |
| 2.1.1    | Funktion und Bauprinzip der Wirbelsäule                           | 2         |
| 2.1.2    | Wirbel, Bandscheibe und Bandverbindungen                          | 2         |
| 2.1.3    | Spezielle morphologische Aspekte der Brust- und Lendenwirbelsäule | 3         |
| 2.2      | Erkrankungen und Verletzungen der Wirbelsäule                     | 4         |
| 2.2.1    | Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule                        | 4         |
| 2.2.2    | Tumore und Metastasen   | 6         |
| 2.2.3    | Spondylitiden und Spondylodiszitiden                              | 6         |
| 2.3      | Operative Therapie  | 7         |
| 2.3.1    | Dorsale Stabilisierung  | 7         |
| 2.3.2    | Der Fixateur interne  | 8         |
| 2.3.3    | Operationstechnik   | 9         |
| 2.4      | Intraoperative Bildgebung   | 11        |
| 2.4.1    | Durchleuchtung  | 12        |
| 2.4.2    | Grundlagen der Navigation   | 12        |
| 2.4.3    | Computertomographie-basiertes Verfahren                           | 13        |
| 2.4.4    | 3D-C-Arm Navigation   | 14        |
| 2.4.5    | Weitere Navigationsverfahren                                      | 15        |
| 2.5      | Komplikationen und klinische Folgen von Schraubenfehlagen         | 16        |
| <b>3</b> | <b>Methoden und Material</b>                                      | <b>18</b> |
| 3.1      | Untersuchungszeitraum   | 18        |
| 3.2      | Einschlusskriterien   | 18        |

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| 3.3      | Epidemiologische Daten                                       | 18        |
| 3.3.1    | Patientenzahl  | 18        |
| 3.3.2    | Geschlecht   | 18        |
| 3.3.3    | Alter  | 18        |
| 3.3.4    | Verteilung der Verletzungen                                  | 19        |
| 3.4      | Betroffene Wirbel  | 20        |
| 3.5      | Intraoperative Vorgehensweise                                | 22        |
| 3.5.1    | Konventionelles Verfahren mittels Bildwandler                | 23        |
| 3.5.2    | CT-basiertes Navigationsverfahren                            | 24        |
| 3.5.3    | 3D-C-Arm Navigation  | 25        |
| 3.5.4    | Implantate   | 27        |
| 3.6      | Geräte und Software  | 27        |
| 3.7      | Schraubenverteilung  | 27        |
| 3.8      | Intraoperativer Darstellungswechsel                          | 29        |
| 3.9      | Postoperative Auswertung                                     | 29        |
| 3.9.1    | CT-Auswertung  | 29        |
| 3.9.2    | Ausmessung der Schraubenlage                                 | 30        |
| 3.9.3    | Fehllagendefinition  | 30        |
| 3.10     | Revisionen   | 33        |
| 3.11     | Statistische Auswertung                                      | 34        |
| 3.12     | Fallbeispiel   | 34        |
| <b>4</b> | <b>Ergebnisse</b>  | <b>37</b> |
| 4.1      | Schraubenlagen der konventionellen Technik                   | 37        |
| 4.2      | Schraubenlagen CT-basierte Navigation                        | 39        |
| 4.3      | Schraubenlagen 3D-C-Arm Navigation                           | 41        |
| 4.4      | Vergleich der Schraubenlagen bei den verschiedenen Verfahren | 43        |

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| 4.5      | Vergleich der Wirbelkörperhöhen                                  | 44        |
| 4.5.1    | Brustwirbel 1-4  | 44        |
| 4.5.2    | Brustwirbel 5-8  | 45        |
| 4.5.3    | Brustwirbel 9-12   | 46        |
| 4.6      | Auswertung der Lagen bei der 3D-C-Arm Navigation über die Zeit   | 48        |
| 4.7      | Fehllagen bei den verschiedenen Operationsindikationen           | 49        |
| 4.7.1    | Fraktur  | 50        |
| 4.7.2    | Tumor/Metastase  | 51        |
| 4.7.3    | Spondylodiszitis   | 52        |
| 4.8      | Intraoperativer Darstellungswechsel                              | 53        |
| 4.9      | Revisionen   | 54        |
| <b>5</b> | <b>Diskussion</b>  | <b>56</b> |
| 5.1      | Methodendiskussion   | 56        |
| 5.1.1    | Patientengut   | 56        |
| 5.1.2    | Klassifikation der Schraubenposition und der Fehllagendefinition | 56        |
| 5.1.3    | Postoperative computertomographische Auswertung                  | 58        |
| 5.2      | Ergebnisse konventionelle Technik                                | 59        |
| 5.3      | Ergebnisse CT-basierte Navigation                                | 63        |
| 5.4      | Ergebnisse 3D-C-Arm Navigation                                   | 65        |
| 5.5      | Schraubenlagen im Vergleich                                      | 67        |
| 5.6      | Diskussion weiterer Ergebnisse                                   | 67        |
| 5.6.1    | Schraubenlagen bei unterschiedlichen Wirbelkörperhöhen           | 67        |
| 5.6.2    | Lernkurve bei der 3D-C-Arm Navigation                            | 68        |
| 5.6.3    | Schraubenlagen bei verschiedenen Operationsindikationen          | 68        |
| 5.6.4    | Revisionen und Komplikationen                                    | 69        |
| 5.7      | Vor- und Nachteile der Navigation                                | 70        |

|           |   |           |
|-----------|---|-----------|
| <b>6</b>  | <b>Schlussfolgerung</b>                                   | <b>74</b> |
| <b>7</b>  | <b>Zusammenfassung</b>                                    | <b>75</b> |
| <b>8</b>  | <b>Quellenverzeichnis</b>                                 | <b>77</b> |
| 8.1       | Literaturverzeichnis                                      | 77        |
| 8.2       | Tabellenverzeichnis                                       | 86        |
| 8.3       | Abbildungsverzeichnis                                     | 87        |
| <b>9</b>  | <b>Danksagung</b>   | <b>89</b> |
| <b>10</b> | <b>Erklärung über selbstständige Abfassung der Arbeit</b> | <b>90</b> |
| <b>11</b> | <b>Curriculum vitae</b>                                   | <b>91</b> |

## **1 Zielstellung**

Verschiedene Verletzungen und Erkrankungen der Brustwirbelsäule bedürfen einer operativen Therapie, welche die mechanische Stabilität des Achsenskeletts wiederherstellt und dem Patienten eine größtmögliche Beschwerdefreiheit verschafft. Dabei hat sich seit der Vorstellung von Dick im Jahre 1984 in vielen Fällen die dorsale Stabilisierung mit einem Fixateur interne durchgesetzt (Dick, 1984).

Die Implantation der dabei verwendeten Pedikelschrauben stellt den Operateur vor eine große Herausforderung und ist technisch anspruchsvoll, nicht zuletzt auch, da Schraubenfehlagen mit ernsthaften neurologischen und vaskulären Komplikationen einhergehen können und die Stabilität der Osteosynthese gefährden.

Zur Verifizierung der korrekten Implantation ist der Einsatz von mobilen C-Bogen-Bildwandlern ein seit vielen Jahren bewährtes Verfahren zur intraoperativen Visualisierung der anatomischen Strukturen und der präzisen Einbringung der Schraube. In verschiedenen Studien zeigten sich jedoch hohe Raten an Schraubenfehlagen bei Anwendung der konventionellen Fluoroskopie, insbesondere in hochthorakalen Regionen.

Durch den zunehmenden Einsatz intraoperativer Bildgebung mittels Navigation und 3D-Bildgebung steht dem Operateur ein hilfreiches Mittel zur Verbesserung der Sicherheit bei der Pedikelschraubensetzung zur Verfügung.

Damit sollten zum einem Fehllagen und somit neurologische und vaskuläre Komplikationen und darauf folgende Revisionsoperationen vermieden werden, zum anderen stellt sich, bei bereits intraoperativ guter Darstellung der instrumentierten Region, die Frage nach der Entbehrlichkeit einer postoperativen Computertomographie. Dies würde eine verringerte Strahlenbelastung für den Patienten bedeuten.

Mit dieser Studie soll die Exaktheit der postoperativen Schraubenlage bei operativ versorgten Frakturen, Tumoren und Spondylodiszitiden der Brustwirbelsäule untersucht werden. Es wurden die Verfahren der konventionellen, fluoroskopiebasierten Schraubensetzung und zwei verschiedene Navigationsverfahren untersucht und die Lage jeder untersuchten Schraube postoperativ computertomographisch ausgewertet.

So sollte bestimmt werden, bei welcher der angewendeten Verfahren die Fehllagenrate und somit auch die Komplikationsrate am niedrigsten ist und dadurch die größtmögliche Sicherheit für den Patienten gewährleistet wird.

Nicht zuletzt stellt sich auch die Frage nach Aufwand und Nutzen bei der Anwendung eines Navigationssystems.



## **2 Einleitung**

### **2.1 Grundlagen zur Wirbelsäule**

#### **2.1.1 Funktion und Bauprinzip der Wirbelsäule**

Die Wirbelsäule stellt das Achsenskelett des menschlichen Körpers dar. Ihre Funktion besteht darin, das Gewicht der oberen Extremität über den Beckenring auf die untere Extremität zu übertragen, weiterhin dämpft sie axiale Stöße ab und sorgt für die Beweglichkeit des Rumpfes. Darüber hinaus ist die knöcherne Wirbelsäule wesentlich am Schutz des Rückenmarks beteiligt (Wurzinger, 2007).

Die Herausforderung sowohl ein Maximum an Stabilität als auch an Beweglichkeit zu garantieren wird an der Wirbelsäule durch 23 Synchondrosen gelöst, welche 24 einzelne Knochen - die Wirbel - miteinander verbindet. Zusätzlich bewirkt der Bandapparat eine Stabilisierung.

Die Wirbelsäule wird in fünf Abschnitte unterteilt. Die Halswirbelsäule besteht aus 7 Wirbelkörpern, die Brustwirbelsäule aus 12 und die Lendenwirbelsäule aus 5 Wirbelkörpern. Das Os sacrum bildet eine knöcherne Einheit, die einzelnen Wirbelkörper sind entwicklungsgeschichtlich verschmolzen. Das Os coccygis besteht aus 3-5 Wirbelrudimenten.

Das allgemeine Bauprinzip ist in den einzelnen Abschnitten der Wirbelsäule den jeweiligen Anforderungen entsprechend angepasst (Wurzinger, 2007). Beispielsweise sind die Lendenwirbelkörper sowohl in der Breite als auch in der Tiefe durch einen besonders großen Corpus vertebrae gekennzeichnet, da dieser Teil der Wirbelsäule zunehmender Last ausgesetzt ist. Exemplarisch sei hier auch die spezielle Form der Brustwirbel dargestellt: Die thorakalen Wirbelkörper sind ventral niedriger als dorsal, dies hat die Brustkyphose zur Folge. Zusätzlich sind die Dornfortsätze recht lang und sie zeigen nach kaudal, was zu einem beinahe knöchernen Verschluss des Canalis vertebralis im Brustwirbelsäulenbereich führt.

#### **2.1.2 Wirbel, Bandscheibe und Bandverbindungen**

Prinzipiell bestehen die Wirbel aus dem Corpus vertebrae, dem Arcus vertebrae sowie den Wirbelbogenfortsätzen, den Processus arcus vertebrae. Der Arcus vertebrae, der Wirbelbogen, wird unterteilt in beidseitig einen Pediculus vertebrae sowie eine Lamina arcus vertebrae und umgibt als knöcherne Spange das Foramen vertebrale. Die beiden Pediculi werden auch Bogenwurzeln genannt, sie stellen die dünnste Stelle des gesamten Arcus vertebrae dar. Die Wirbelbogenfortsätze bestehen aus je einem Dornfortsatz, zwei Querfortsätzen und je zwei oberen und unteren Gelenkfortsätzen (Wurzinger, 2007). Die Wirbel kommunizieren miteinander über die paarig angelegten Facettengelenke. Dabei ist die nach kranial gerichtete Gelenkfläche konkav, während die nach kaudal gerichtete konvex geformt ist. Mit Synovia ausgekleidete Gelenkkapseln umgeben die Facettengelenke.

Zwischen den Wirbelkörpern liegen die Disci intervertebrales, die Bandscheiben. Der innen liegende Nucleus pulposus wird von einer derben äußeren Hülle, dem Anulus fibrosus umgeben. Das kraniale und das kaudale Ende einer jeden Bandscheibe weist eine knorpelige Endplatte

auf und grenzt sie vom Wirbelkörper ab. Die Bandscheiben ermöglichen eine Relativbewegung der Wirbelkörper, sie leiten die auftretenden Lasten weiter, wirken druckverteilend sowie stützend und stoßdämpfend (Augat, 2013).

Ligamentäre Strukturen erstrecken sich über benachbarte Wirbel und über größere Abschnitte der Wirbelsäule. Ventral und dorsal der Wirbelkörper und des Anulus fibrosus verlaufen die sehr starken Ligamenta longitudinalia. Das anteriore Längsband stabilisiert insbesondere bei Extensionsbewegungen und es ist gemeinsam mit dem posterioren Längsband für die Ligamentotaxis verantwortlich und somit für die indirekte Reposition der Frakturelemente durch Distraction und Lordosierung bei der Behandlung der frakturierten Wirbelsäule (Augat, 2013). Weitere Bänder verbinden die Dornfortsätze an ihren Spitzen (Ligamentum supraspinale) und weiter ventral (Ligamenta interspinalia). Sie tragen zur Begrenzung der Flexion bei (Blauth et al., 1997).

Unter klinischen Gesichtspunkten bezeichnet man zwei benachbarte Wirbel mit der Bandscheibe, den Facettengelenken, den umgebenden ligamentären und muskulären Strukturen sowie Spinalkanal und die Zwischenwirbellöcher samt Inhalt als ein Bewegungssegment (Wurzinger, 2007).

### **2.1.3 Spezielle morphologische Aspekte der Brust- und Lendenwirbelsäule**

Die Brust- und Lendenwirbelsäule mit ihren insgesamt 17 Wirbeln lässt sich aus pathomorphologischer und traumatologischer Sicht in 3 Bereiche einteilen. Die Brustwirbel 1 bis 10 sind dorsal höher als ventral, hieraus resultiert die Brustkyphose. Der Rippenkäfig stabilisiert hier ventral die Brustwirbelsäule.

Als thorakolumbalen Übergang wird der Bereich zwischen dem 11. Brustwirbel und dem 2. Lendenwirbel bezeichnet. Dieser ist gekennzeichnet durch den Übergang von der Kyphose in die Lordose, wobei auch die Beweglichkeit bei Flexion und Extension steigt. Weiterhin ist der stabilisierende Effekt des knöchernen Thorax nicht mehr gegeben. Es erfolgt so die Adaption der relativ fixierten BWS zur frei stehenden LWS. Die Ausrichtung der Gelenkfacetten ändert sich zusätzlich, von einer eher frontalen Ausrichtung im thorakalen Bereich zu einer sagittalen im lumbalen Bereich (Blauth et al., 1997).

Schließlich folgt die lordotisch eingestellte untere Lendenwirbelsäule von LWK 3 bis SWK 1. Morphometrische Maße der Pedikel und des Spinalkanals unterliegen im Brust- und Lendenwirbelsäulenbereich erheblichen Diskrepanzen. Für die Implantation eines Fixateur interne mit Verankerung von Pedikelschrauben sind insbesondere der sagittale und der quere Durchmesser des Spinalkanals sowie der Querdurchmesser und die Angulation der Pedikel von Bedeutung. Die Angulation differenziert man wiederum in einen transversalen Pedikelwinkel, dies ist der Winkel der sich aufspannt zwischen einer sagittalen Linie durch den Wirbelkörper und den Dornfortsatz (oder parallel dazu) und dem Pedikel. Weiterhin in einen sagittalen Pedikelwinkel, der, orientierend an der Deckplatte des Wirbelkörpers, den nach kaudal gerichteten Verlauf der Pedikel widerspiegelt. Zu beachten ist generell, dass bereits beide Pedikel eines

Wirbels unterschiedliche Angulationen und damit differente morphometrische Maße aufweisen können (Panjabi et al., 1991).

Der erste Brustwirbelkörper weist einen transversalen Pedikelwinkel von 14-39° nach medial auf, der sechste Brustwirbelkörper einen transversalen Winkel von 8-25° nach medial und der elfte und zwölfte Brustwirbelkörper nur noch einen Winkel von 0-15° nach medial (Halatsch et al., 2009). Der sagittale Pedikelwinkel unterliegt hingegen innerhalb der Brustwirbelsäule nicht diesen enorm großen Schwankungen. Für den ersten Brustwirbel wird ein Wert von 0-23° nach kaudal angegeben und für den elften und zwölften Brustwirbel ein Wert von 0-20° nach kaudal (Halatsch et al., 2009). Der Querdurchmesser der Pedikel ist in der Brustwirbelsäule deutlich kleiner als in der Lendenwirbelsäule. Beispielweise fanden Anetzberger et. al in einer Metaanalyse am fünften Brustwirbelkörper eine Breite von durchschnittlich etwas 4 mm, wohingegen der fünfte Lendenwirbelkörper eine Breite von etwa 17 mm zeigt (1997). Cinotti et al. gaben bei nahezu 70% der untersuchten sechsten Brustwirbel einen Durchmesser von unter 5 mm an (1999). Die Höhe der thorakalen Pedikel wird von Panjabi et al. am ersten Brustwirbel mit etwa 9,3 mm und am zwölften Brustwirbel mit etwa 16,5 mm angegeben. Auch hier zeigt sich die Diskrepanz abhängig vom Wirbelsäulenabschnitt (1991). Ähnlich verhält es sich mit der Weite des Spinalkanals. Nimmt man den sagittalen und den transversalen Durchmesser zusammen als die "Weite des Spinalkanals", so muss man den Bereich zwischen dem fünften und achten Brustwirbelkörper als die engsten Stellen des Spinalkanals bezeichnen. Die beiden Diameter betragen hier nur zwischen 14 und 16 mm. Am ersten Halswirbelkörper ist zum Vergleich beispielsweise der sagittale Durchmesser etwas 26 mm (Anetzberger et al., 1997). Diese Variabilität der Pedikel macht insbesondere eine präoperative genaue Betrachtung der zu operierenden Abschnitte notwendig.

## **2.2 Erkrankungen und Verletzungen der Wirbelsäule**

Erkrankungsbilder an der Hals- und Lendenwirbelsäule, die einer operativen Versorgung mit Fixateur interne zugeführt werden müssen, reichen von posttraumatischen Instabilitäten und Deformitäten über Spondylitiden und Spondylodiszitiden sowie Tumoren und Metastasen. An orthopädischen Indikationen treten hierzu noch angeborene und erworbene Wirbelsäulenveränderungen, wie Kyphosen und Skoliosen.

### **2.2.1 Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule**

Eine Verletzung der Brustwirbelsäule oder des thorakolumbalen Übergangs bedeutet zumeist eine Fraktur der Wirbel mit Unterbrechung der Knochenintegrität. Des Weiteren kann es zu Schädigung der diskoligamentären Strukturen und des Weichteilmantels sowie der Nachbarorgane kommen (Rath et al., 2009a). Frakturen des Skeletts betreffen in bis zu 6% die Wirbelsäule, wobei im Hinblick auf die Brust- und Lendenwirbelsäule der thorakolumbale Übergang besonders häufig betroffen ist (Eggers et al., 1998).

Aufgrund des unterschiedlichen Aufbaus und den daraus resultierenden ungleichen Schädigungs-

gungsarten und -häufigkeiten, bietet sich aus unfallchirurgischer Sicht die oben beschriebene Dreiteilung der Brust- und Lendenwirbelsäule an. Im Bereich der Brustwirbel 1 bis 10 finden sich vor allem Kompressionsfrakturen und weniger Rotationsfrakturen. Der thorakolumbale Übergang ist im Gegensatz dazu durch eine höhere Vulnerabilität gekennzeichnet. Die untere Lendenwirbelsäule von LWK 3 bis SWK 1 ist im Vergleich zum thorakolumbalen Übergang um den Faktor fünf seltener geschädigt (Bühren, 2003).

Die Verletzungshäufigkeit liegt im Bereich des thorakolumbalen Übergangs mit 62% am höchsten, während BWK 1 bis BWK 10 mit 24% und LWK 3 bis LWK 5 mit 14% an den Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule beteiligt sind. Hinsichtlich der Geschlechterverteilung überwiegen die Männer, sie erleiden 2/3 der Frakturen. Der Altersgipfel liegt zwischen dem 20. und 40. Lebensjahr (David et al., 2003).

Aufgrund der geschützten Lage der Wirbelsäule nahe am Körperlot, handelt es sich bei diesen Frakturen vorwiegend um Krafteinwirkungen von großer Gewalt, welche in der Regel indirekt erfolgen (Eysel et al., 2004). Häufige Unfallursachen sind Stürze aus großer Höhe, zum einen im Rahmen von sportlicher Betätigung, zum anderen verursacht während einer Werkstätigkeit. Darüber hinaus machen Verkehrsunfälle, hier insbesondere Unfälle mit Zweirädern, den größten Anteil an den Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule aus.

Es finden sich unterschiedliche Systeme zur Klassifikation von Frakturen der Wirbelsäule. Zum einen werden stabile, von geringgradig instabilen und hochgradig instabilen Läsionen differenziert. Stabile Wirbelsäulenverletzungen lassen keine weiteren Veränderungen der Stellung der Wirbelsäule in Ruhe oder bei Belastung erwarten. Geringgradig instabile Verletzungen heilen bei funktioneller Behandlung ohne schwerwiegende Fehlstellung und ohne zusätzliche neurologische Störungen aus. Als hochgradig instabil sind schließlich diejenigen Verletzungen einzustufen, welche bei funktioneller Behandlung schwere Fehlstellungen und neurologische Komplikationen befürchten lassen (Blauth, 1997). Eine andere und heute überaus verbreitete Einteilung, ist die Klassifikation der Wirbelsäulenverletzungen nach Magerl. Sie stützt sich auf pathomorphologische Kriterien und unterscheidet drei Verletzungsarten, die durch typische Verletzungsmuster definiert sind und durch Kompressions-, Distraktions- und Rotationskräfte entstehen (Blauth et al., 1997). Diese Klassifikation beruht auf der Vorstellung einer vorwiegend durch Druck beanspruchten ventralen und einer vorwiegend unter Zugkräften stehenden dorsalen Säule. Typ A Verletzungen betreffen die ventralen Anteile der Wirbelsäule und sind durch Druck entstandene Kompressionsfrakturen. Distraktionsverletzungen zerreißen die vordere und/oder hintere Säule horizontal und werden als Typ B Verletzungen bezeichnet. Komplexeste Läsionen sind Rotationsverletzungen mit Durchtrennung aller ligamentären Strukturen. Es ist immer sowohl die ventrale als auch die dorsale Säule betroffen. Sie werden unter Typ C Verletzungen klassifiziert (Magerl et al., 1994).

Da strukturelle Schädigungen im Rahmen eines Traumatias zu Funktionsverlust der Wirbelsäule mit sowohl knöchernen als auch ligamentären Verletzungen führen können, steht therapeutisch die Wiederherstellung von Form und Stabilität und die Vermeidung und Reduzierung neurologischer Beschwerden im Vordergrund (Arand et al., 2009).

Bei Verletzungen des Bandapparates, isolierten Frakturen der Quer- oder Dornfortsätze und bei Läsionen ohne Beteiligung der Hinterkanten der Wirbelkörper werden konservative Behandlungsregimes präferiert. Diese Therapie erfolgt allgemein durch kurzzeitige Immobilisation, suffiziente Analgesierung und eine frühfunktionelle physiotherapeutische Betreuung (Arand et al., 2009).

Indikationen für eine operative Therapie sind instabile Verletzungen, offene Läsionen, das Auftreten von neurologischen Symptomen, wie beispielsweise bei kompletten oder inkompletten Querschnittsläsionen, sowie wenn die Gefahr bleibender Deformierungen besteht, welche voraussichtlich Beschwerden verursachen können (Blauth et al., 1997).

### **2.2.2 Tumore und Metastasen**

An der knöchernen Wirbelsäule können Tumoren und Metastasen auftreten, welche entsprechend ihrer Lokalisation im Verhältnis zum Rückenmark und seinen Hüllen als primäre oder sekundäre extradurale Tumore bezeichnet werden. Primäre Knochentumore an der Wirbelsäule treten sehr selten auf, die Inzidenz wird mit etwa 2,8%, bezogen auf alle primäre Knochentumore, angegeben. Diese sind in der Mehrzahl der Fälle lumbal und sakral lokalisiert (Dreghorn et al., 1990). Viel häufiger treten allerdings spinale Metastasen auf. In einer Sektionsstudie von 1990 fanden sich bei 36,1% der Patienten mit einer Tumorerkrankung Metastasen in der Wirbelsäule (Wong et al., 1990). Die Wirbelsäule ist somit der Hauptmanifestationsort von Knochenmetastasen. Der Ursprungstumor findet sich bei etwa 50 Prozent der Patienten in der Mamma, der Lunge oder der Prostata. Weiterhin setzen Lymphome, Melanome, Nierenzellkarzinome, Sarkome und Multiple Myelome gehäuft spinale Metastasen ab (Byrne, 1992). Die Metastasen treten bevorzugt in der Brustwirbelsäule auf, gefolgt von der Lendenwirbelsäule und der Halswirbelsäule (Franck et al., 2013).

Wirbelkörpermetastasen werden konservativ oder operativ therapiert. Indikation für ein chirurgisches Verfahren sind Myelonkompressionen mit neurologischer Befundverschlechterung und stattgehabte oder drohende pathologische Frakturen, welche zu Deformitäten, Instabilitäten oder spinaler Kompression führen oder führen können. Eine Kompression der Dura und der neuralen Strukturen tritt bei 5-14% der Patienten mit spinaler Metastasierung auf (Patchell et al., 2005). Eine weitere Indikation für eine operative Therapie sind konservativ nicht therapierbare Schmerzen (Franck et al., 2013).

### **2.2.3 Spondylitiden und Spondylodiszitiden**

Als Spondylitis wird eine Osteomyelitis eines Wirbelkörpers durch unspezifische oder spezifische Erreger mit Beginn in den der Bandscheibe benachbarten Wirbelkörperabschnitten bezeichnet. Sekundär kommt es zum Übergreifen der Entzündung auf den Bandscheibenraum. Im Gegensatz dazu beginnt bei der Spondylodiszitis die Entzündung primär im Bandscheibenraum und greift sekundär auf die Grund- und Deckplatten der benachbarten Wirbelkörper über.

Dennoch werden die Begriffe Spondylitis und Spondylodiszitis oft synonym verwendet, da bei Diagnosestellung bereits eine entzündliche Destruktion sowohl im Wirbelkörper als auch im Bandscheibenraum vorliegt (Peters, 2004).

Ursache der Spondylodiszitiden sind zumeist wirbelkörperferne bakterielle Infekte, wobei der häufigste Erreger der unspezifischen Spondylodiszitis mit 30-40% der Infektionen der Staphylokokkus aureus ist, gefolgt von Streptokokken, Pneumokokken, Escherichia coli, Haemophilus influenzae, Clostridium perfringens und Proteus mirabilis (Govender, 2005).

Etwa zwei Drittel aller Spondylodiszitiden sind in der unteren BWS und der LWS lokalisiert. In 10-20% der Fälle sind zwei oder mehr, zumeist benachbarte Bewegungssegmente betroffen (Peters, 2004).

Die konservative Therapie der Spondylodiszitis erfolgt vor allem in den früheren Stadien ohne bedeutende knöcherne Destruktion und ohne neurologische Ausfälle.

Indikationen für eine chirurgische Intervention sind Kompressionen von Nervenwurzeln, Rückenmark oder Dura mater, sowie spinale Instabilitäten mit Knochendestruktionen oder kyphotische Veränderungen. Darüber hinaus kann ein Versagen der konservativen Therapie eine chirurgische Intervention bedingen. Der ventrale Zugangsweg mit Wirbelkörperdebridement und Stabilisierung stellt bei der Spondylodiszitis den State of art dar. Bei einem epiduralen Abszess ist der dorsale Zugangsweg indiziert (Guerado et al., 2012), ebenso bei ausgedehnten Knochendestruktionen und Instabilitäten.

## **2.3 Operative Therapie**

### **2.3.1 Dorsale Stabilisierung**

Patienten mit Fraktur eines Brustwirbelkörpers, mit entzündlichen Erkrankungen der Bandscheibe und des Bandscheiben-Wirbelkörperkomplexes sowie mit neoplastischen Befall der Wirbelsäule bedürfen einer speziellen stabilisierenden Therapie. Hierbei hat die Wiederherstellung der statischen, dynamischen und protektiven Funktion des Achsenskeletts Priorität. Darüber hinaus wird ein möglichst schmerzfreier Patient gewünscht. Ein weiteres Behandlungsziel ist die Minimierung, die Verhinderung und auch die Therapie von neurologischen Komplikationen.

Es werden generell ventrale von dorsalen Stabilisierungsverfahren unterschieden. Hier soll nun detaillierter auf die dorsalen Verfahren eingegangen werden.

Bei dieser Vorgehensweise kommt es zum Einsatz von Implantaten, welche verschiedene biomechanische Wirkprinzipien besitzen und entsprechend verletzungsorientiert angewandt werden. Es stehen zuggurtende, distrahierende sowie neutralisierende und somit abstützende Implantate zur Verfügung. Zuggurtung bedeutet eine Kompression der verletzten Zone, diese Methode spielt nur bei Frakturen eine Rolle. Die Distraction dient der Reposition und Aufrichtung gebrochener Wirbelkörper und neutralisierende Elemente wirken bei fehlender Tragfähigkeit der vorderen Säule schienend und abstützend.

Der Fixateur interne, welcher heute als Standardimplantat gilt, vereint die an der verletzten

oder erkrankten Wirbelsäule notwendigen Stabilisierungsmaßnahmen in einem: er hat zuggurtende, distrahierende und neutralisierende Funktion (Blauth et al., 1997). Der Fixateur interne als ein vielseitig einsetzbares Implantat in der Wirbelsäulenchirurgie wurde von Dick beschrieben und 1984 erstmals klinisch eingesetzt.

### 2.3.2 Der Fixateur interne

Das Grundprinzip der heute gängigen Fixateur interne Systemen besteht aus verschiedenen Gewindestangen-, Metalldraht- oder Plattensystemen. Die Gemeinsamkeit besteht in der Fixation an die Pedikelschrauben, welche in die Pedikel der betreffenden Wirbel eingebracht werden.

Heute existieren etwa 200 Fixateur interne Formen, welche auf Dick zurückgehen und den entscheidenden Charakter der Winkelstabilität aufweisen (Krämer et al., 2003).

Dick entwickelte eine an zwei Seiten abgeflachte Gewindestange. Die Abflachung verhindert zu einem ein unabsichtliches Ablösen der Muttern. Zum anderen kann eine spezielle Beilagscheibe auf die Gewindestange aufgezogen werden. Diese Beilagscheibe wird mit einer Winkelbacke verbunden, durch die abgeflachte Gewindestange ist nun die Winkelbacke gegen Rotation auf der Gewindestange fixiert. Die Winkelbacke trägt zusätzlich im rechten Winkel einen Gewindezapfen. Auf diesen Gewindezapfen wird eine Klemmbacke aufgesetzt, welche zunächst frei drehbar ist. Die Klemmbacke ist das Verbindungsstück zwischen dem Gewindestangensystem und der Pedikelschraube. Sie ist so konstruiert, dass sie beim Festziehen die Drehbarkeit verliert und gleichzeitig die transpedikulär in den Wirbelkörper eingebrachte Pedikelschraube fest mit der Winkelbacke verbindet.

Das Fixateur interne System hat dann eine freie Beweglichkeit in alle Ebenen des Raumes. Dies ist von enormer Bedeutung, schließlich gibt die individuelle Anatomie der Pedikel die Richtung der Schraubeninsertion vor. Sie muss demnach für jede einzelne Insertion angepasst werden. Schon allein durch die kyphotische und lordotische Einstellung der Wirbelsäule ist der Umstand gegeben, dass die Schrauben nicht etwa in einer Ebene parallel eingebracht werden können (Dick, 1984).

Diese Konstruktion hat hinsichtlich ihrer biomechanischen Wirkungsweise mehrere Vorteile. Prinzipiell benötigt das Implantat außer der Platzierung der Pedikelschrauben durch die Bogenwurzel in den Wirbelkörper keine weitere Abstützung auf den Knochen. Die Einbeziehung kann sich daher auf die unmittelbaren Nachbarwirbel beschränken. Weiterhin kann über den Gewindestab eine Distraction, Kompression oder Neutralfixation der Wirbelkörper erzielt werden. Beispielsweise ist es dem Operateur möglich, bei noch nicht gekürzten Pedikelschrauben und noch nicht festgezogenen Klemmbacken, durch dorsales Zusammendrücken der Enden der Pedikelschrauben, ein ventrales Aufspreizen der Wirbelkörper zu erreichen. Dies führt zu einer stärkeren Lordosierung. Auch eine vermehrte Kyphosierung ist möglich, wenn die langen Pedikelschraubenenden dorsal auseinandergedrückt werden und so zu einer stärkeren ventralen Kompression führen (Dick, 1984).

Komplett fixiert, mit Schrauben in beiden Pedikeln der betreffenden Wirbel und den Längsstäben, bietet der Fixateur interne einen Schutz der instrumentierten Wirbel gegen Flexion und Extension, axiale Kompression, Rotation und anterior-posteriore Scherkräfte (Dick, 1984). Der Schutz vor seitlicher Verschiebung war hingegen bei Dick noch nicht ausreichend gegeben, daher werden heute hierzu zusätzlich Querträger, welche die beiden Längsstäbe horizontal verbinden, implantiert. Diese sorgen zudem für eine Verbesserung der Rotationsstabilität (Fritsch, 2010).

### 2.3.3 Operationstechnik

Zunächst wird nun die prinzipielle Operationstechnik unter Gebrauch eines herkömmlichen Bildwandlers erläutert.

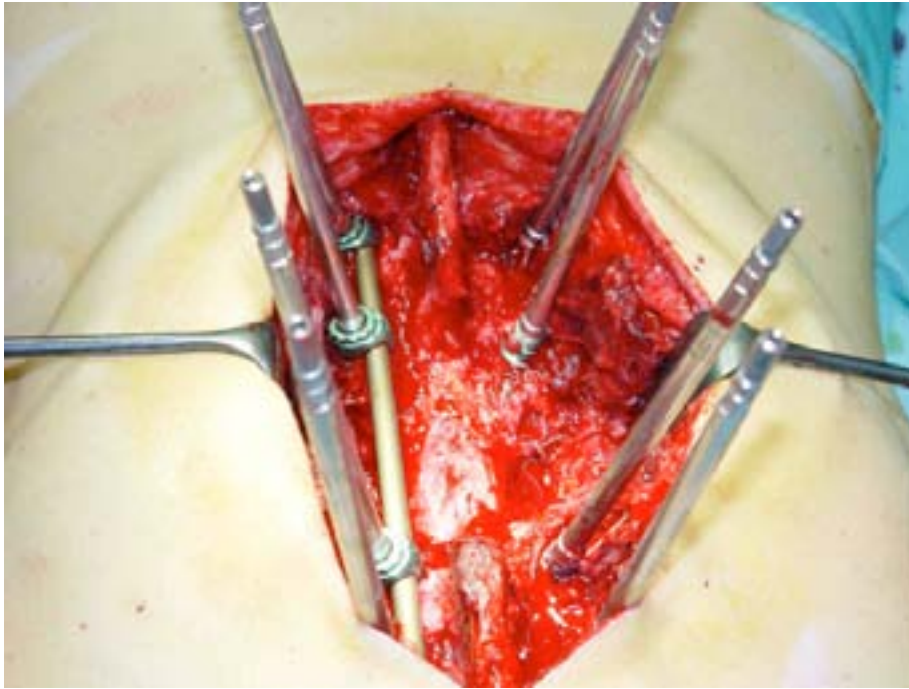
Der Patient wird nach der Intubationsnarkose auf dem Bauch gelagert. Die Hautinzision erfolgt in der Mittellinie, orientiert wird sich hierbei an der vorher durchgeführten Höhenlokalisation. Es erfolgt die Durchtrennung der Subkutis, sodann wird die Dornfortsatzreihe sichtbar. Knochennah wird die Fascia thoracolumbalis auf beiden Seiten der Dornfortsätze abgelöst, das Ligamentum supraspinale bleibt dabei unversehrt. Die Anteile des Musculus erector spinae werden subperiostal abgeschoben, teilweise müssen die Muskelansätze des transversospinalen Systems von der Unterkante der Dornfortsätze abgetrennt werden. Es erfolgt die subperiostale Freipräparation bis zum Ende der Querfortsätze. Zur Segmentlokalisation bedient man sich eines Titan-Spickdrahtes, welcher an einer etwaigen Pedikelschraubeneintrittsstelle etwas 5 mm tief eingebracht wird. Die Lage wird mittels eines Bildwandlers sowohl im anterior-posterioren als auch im seitlichen Strahlengang verifiziert. Dann erfolgt die Darstellung des Eintrittspunktes der Pedikelschraube (Fritsch, 2010). Der typische Eintrittspunkt zur thorakalen transpedikulären Schraubeninsertion liegt in mediolateraler Richtung zwischen Lamina und Querfortsatz. Man orientiert sich hierbei am kranial gelegenen Facettengelenk, der optimale Punkt entspricht dem lateralen Drittel dieses Gelenks. Zu beachten ist, dass die Eintrittspunkte je nach Höhe der Brustwirbelsäule variieren, weiterhin muss die bereits beschriebene unterschiedliche Angulation der Pedikel bedacht werden (Katscher et al., 2013). Laut Rath et. al. liegt für die Brustwirbelkörper 1-9 der Schraubeneintrittspunkt an einem Schnittpunkt, der sich aus der horizontalen Linie des Oberrandes der Basis des Processus transversus und einer vertikalen Linie orientierend am lateralen Drittel der Gelenkfacetten, ergibt. Für die Brustwirbelkörper 10-12 liegt der Eintrittspunkt etwas tiefer, in etwa in der Mitte des Processus transversus (2009b).

Neben dieser transpedikulären Technik der Schraubeneinbringung, existiert auch eine para- bzw. extrapedikuläre Technik. Die Schraube durchläuft hierbei den Processus transversus, befindet sich dann außerhalb des Wirbels und tritt dann wieder in den Wirbelkörper ein. Dieses Verfahren wird daher auch „in-out-in“-Technik genannt, und ist besonders bei engen Pedikeln mit einem Durchmesser von unter 4 mm anzuraten. Daher ist dies ein gängiges Verfahren im Bereich der oberen Brustwirbelsäule. Der Eintrittspunkt liegt hierbei weiter lateral als bei



der transpedikulären Technik (Katscher et al., 2013). Es konnte eine vereinfachte Insertion nachgewiesen werden, dies ist durch den Umstand begünstigt, dass die Schraube mehr Entfaltungsfreiheit hat.

Am identifizierten Eintrittspunkt wird die Kortikalis in einem kleinen Areal abgetragen und ein Kirschnerdraht wird etwa 10 mm tief eingeschlagen, die Lage wird wiederum im anterior-posterioren und seitlichen Strahlengang überprüft. Der Pedikel wird dann, ebenfalls durch den Bildwandler kontrolliert, mit einer Ahle oder einem Bohrer eröffnet. Mit einer stumpfen Sonde wird der Pedikel ausgetastet, als maximale Eindringtiefe gilt der Kontakt mit der ventralen Wirbelkortikalis. Dadurch wird die Länge der zu verwendenden Pedikelschraube validiert. Sie wird schließlich unter Bildwandlerkontrolle eingedreht und anschließend erneut in zwei Ebenen überprüft (Fritsch, 2010). Um die ventrale Wirbelkörperbegrenzung nicht zu perforieren, sollte die eingebrachte Schraube etwa 5-10 mm hinter der im seitlichen Bild sichtbaren ventralen Wirbelkörperbegrenzung enden. Ist ein Überkreuzen der durch den linken und rechten Pedikel eingebrachten Schraubenspitzen sichtbar, ist von einer Fehlplatzierung auszugehen (Katscher et al., 2013). Die weiteren Pedikelschrauben werden in gleichartiger Weise implantiert. Entsprechend der Wirbelsäulenkonturierung werden die Längsträger vorgebogen und ebenso wie die Befestigungsschrauben montiert. Vor dem festen Anziehen der Klemmbacken folgt bei Frakturen nun das Repositionsmanöver. Bei intakter Hinterkante ist eventuell die Relordosierung des frakturierten Wirbels allein durch die Angulation der Pedikelschrauben in den angrenzenden Wirbeln ausreichend. Ist allerdings auch die Hinterkante betroffen, muss der frakturierte Wirbelkörper mittels eines Distraktors aufgerichtet werden, anschließend wird über die Schrauben relordosiert. Die Anwendung eines oder mehrerer Querverbinder empfiehlt sich bei mehrsegmentalen Montagen, nach Hemilamektomien oder Lamektomien sowie bei allen C-Verletzungen, da diese rotationsinstabil sind (Fritsch, 2010). Aus medikolegalen Sicht ist abschließend eine Bildwandlerkontrolle und dessen Dokumentation empfehlenswert. Letztendlich erfolgt eine mehrfache Wundspülung, es werden Drainagen beidseits der Dornfortsatzreihe eingelegt und die Fascia thorakolumbalis wird wieder engmaschig an das Ligamentum supraspinosum angenäht. Dann folgen Subkutannaht und der Hautverschluss (Fritsch, 2010).



*Abb. 2.1 OP-Situs mit implantierten Pedikelschrauben und einem Längsträger und erfolgter Laminektomie bei einem Patienten mit Metastasen der Wirbelsäule*

## **2.4 Intraoperative Bildgebung**

Die sichere und korrekte Implantation der Pedikelschrauben ist ein vieldiskutiertes Thema in der Unfallchirurgie und Orthopädie. Die Schwierigkeiten der exakten Insertion ergeben sich zum einen durch die generell sehr schmalen Pedikel, darüber hinaus bestehen erhebliche inter- und intraindividuelle Unterschiede der morphometrischen Maße der Wirbelkörper und der Pedikelweiten. Die Möglichkeiten der intraoperativen Bildgebung erstrecken sich heute vom Einsatz des Bildwandlers über die intraoperative Schnittbilddarstellung bis hin zur Anwendung eines dreidimensionalen Navigationssystems. Die Vorteile der neueren Techniken liegen hierbei nicht nur in der vermutlich erhöhten Präzision bei der Implantation der Pedikelschrauben und der damit verbundenen frühzeitigen Kenntnis einer eventuellen Schraubenfehlage, sondern auch in der geringeren Strahlenexposition insbesondere für das Operationsteam (Gebhard et al., 2003).

Zur Darstellung unterscheidet man die konventionelle intraoperative Durchleuchtung mittels eines C-Bogens, welche in der herkömmlichen Version keine Navigation zur Unterstützung des Operateurs aufweist und somit alleinig der Abbildung der zu instrumentierenden Region dient. Daneben existieren die Verfahren der Navigation, welche Computertomographie-basiert, O-Arm basiert oder C-Arm basiert arbeiten. C-Arm basierte Navigationsverfahren arbeiten schließlich mit zweidimensionaler oder dreidimensionaler Bildgebung.

### **2.4.1 Durchleuchtung**

Die herkömmliche Art der intraoperativen Bildgebung in der Wirbelsäulenchirurgie stellt die Fluoroskopie mittels eines C-Bogens dar. Solch eine Röntgeneinheit ist fahrbar und daher mobil einsetzbar. Zunächst erfolgt die Identifizierung der korrekten Höhe des zu operierenden Gebietes, dann die Suche nach den entsprechenden Pedikelschraubeneintrittspunkten und letztlich die Abschlussdokumentation der Instrumentierung. Der C-Arm besitzt eine Strahlenquelle und einen Detektor, diese beiden Elemente sind verbunden und es besteht eine Öffnung des Arms zu einer Seite. So entsteht ein Halbkreis. Der C-Arm ist in allen drei Raumrichtungen gegeneinander verschiebbar. Es besteht demnach die Möglichkeit, die Einheit über den auf dem Operationstisch liegenden Patienten zu fahren und die entsprechenden Regionen in der gewünschten Ebene darzustellen. Daraus resultieren Bilder mittels eines Bildverstärkers in anterior-posteriorer sowie lateraler Ansicht (Gonschorek et al., 2013). Essentiell für eine fehlerfreie Darstellung ist die präoperative genaue Planung der Lagerung des Patienten. Der Operationstisch mit seiner Säule kann ein Hinderungsobjekt hinsichtlich der Ausrichtung des C-Arms sein, besonders wenn zur Darstellung der anatomischen Strukturen die Kippung des Operationstisches von Nöten ist. Zusätzlich muss sowohl präoperativ zur Planung als auch gegebenenfalls postoperativ zur Überprüfung der korrekten Schraubenlage eine computertomographische Untersuchung vorgenommen werden.

Ein Nachteil dieser klassischen Fluoroskopie ist, dass keine axiale Ebene dargestellt werden kann. Sie ist allerdings für die korrekte Schraubenpositionierung von enormer Bedeutung (Jarvers et al., 2008).

Weiterhin erfordert diese Art der Bildgebung ein fundiertes und breites anatomisches Wissen des Operators. Die Visualisierung ist recht anspruchsvoll, schließlich müssen die optischen Informationen mit der entsprechenden Operationsaufgabe und letztlich der Pedikelschraubeninsertion abgeglichen und angewandt werden (Grützner et al., 2004). Darüber hinaus bestehen bei bestimmten Patienten eingeschränkte Durchleuchtungsbedingungen, beispielsweise kommt es bei adipösen Patienten zu Überlagerungen durch die Weichteile und die Thoraxorgane. Im zervikothorakalen Übergang ist die Sicht durch Überlagerungen des Schultergürtels oft begrenzt und führt zu verminderter Darstellung der relevanten knöchernen Strukturen (Schnake et al., 2004).

Letztlich ist auch keine intraoperative Visualisierung wichtiger und besonders gefährdeter Strukturen möglich, da nur knöcherne Beschaffenheiten Abbildung finden und beispielsweise das Myelon oder wichtige Gefäße wie die Aorta und im Bereich der Halswirbelsäule die A. vertebralis nicht dargestellt werden können.

### **2.4.2 Grundlagen der Navigation**

Alle Navigationseinheiten bestehen aus einer Workstation, einer Navigationskamera, verschiedenen Kalibrierungssystemen und Referenzierungsvorrichtungen und den entsprechenden chirurgischen Instrumenten, wie beispielsweise Ahle und Meißel. Auf dem Markt finden

sich aktuell Systeme verschiedener Firmen, beispielsweise das SurgiGATE System (Medivision, Oberdorf, Schweiz) oder das Vector Vision Navigationssystem der Firma Brainlab (Feldkirchen, Deutschland).

Die intraoperative Navigation wurde von Kinzl et al. sehr zutreffend mit den GPS-Systemen eines PKWs verglichen: Die geometrische Positionsbestimmung des Instruments (Auto) wird ermöglicht durch die Interaktion von Kamera (Satellit) und dem chirurgischen Instrument (Auto). Die Daten werden an das Rechnersystem überliefert (Workstations), dieses setzt dann die räumliche Lage des Instruments (Auto) in Bezug zur reellen Anatomie des Patienten (Landkarte) (Kinzl et al., 2005). Prinzipiell bestehen alle Navigationssysteme aus Workstations, welche die Bilder zwei- oder dreidimensional darstellen können. Umso leistungsfähiger die Workstationcomputer sind, umso schneller gelingt die intraoperative Visualisierung der Datensätze. Hinzu kommt die Navigationskamera, sie erkennt die angewendeten chirurgischen Instrumente, kann sie räumlich lokalisieren und die Lage an das Rechensystem senden. Auch der, beispielsweise am Dornfortsatz, befestigte Referenztracker wird von der Kamera detektiert. Soll die dreidimensionale Navigation mit einem intraoperativen Scan verbunden werden, muss auch der Bildwandler vom System erkannt werden.

Die Kamerasysteme werden unterteilt in aktive oder passive Systeme. Passive Systeme senden Infrarotlicht aus, dies wird von den Instrumenten reflektiert und durch die Kameras als reflektierte Strahlung wieder aufgefangen. Bei aktiven Systemen senden die Instrumente die Signale aus.

### **2.4.3 Computertomographie-basiertes Verfahren**

Die CT-basierte Navigation bedarf präoperativ der Anfertigung einer konventionellen Computertomographie des zu operierenden Gebietes. Es werden zumeist etwa 100-150 Schnittbilder benötigt, wobei der frakturierte Wirbelkörper sowie mindestens ein Wirbel kranial und kaudal abgebildet sein muss. Thorakal ist zu beachten, dass durch die Überlappung der nach kaudal zeigenden Processus spinosi prinzipiell die beiden kaudal der Fraktur gelegenen Wirbelkörper mit erfasst werden müssen (Kinzl et al., 2005). Weiterhin muss das verwendete CT-Protokoll an das Navigationssystem angepasst werden, beispielsweise kann es eine Begrenzung der Menge der verwendbaren CT-Schichten geben. Auf einem Planungsrechner werden die Daten präoperativ bearbeitet. Dazu gehört die Segmentierung des Datensatzes, die Definierung der Punkte für das intraoperative Matching („landmarks“) und Festlegung der Implantatlage. Die Daten werden entweder auf einer Hardwarekomponente gespeichert und anschließend im Operationssaal in das Navigationssystem eingegeben oder sie werden direkt online übertragen. Nach der chirurgischen Exploration des instrumentierenden Abschnitts erfolgt das Matching. Dieses ist notwendig, um dem Navigationssystem die exakte Lage der Wirbelsäule im Operationssaal zu übermitteln. Dazu wird der erste zu navigierende Wirbelkörper mit dem Bildverstärker aufgesucht und, zumeist am Dornfortsatz, mit einem Referenztracker markiert. Das Navigationssystem erfasst so die Region, in welcher die Punkte abgegriffen werden. Die

präoperativ geplanten Punkte werden dann mit den navigierenden Instrumenten abgegriffen und das System errechnet nun einen Genauigkeitswert welcher angibt, wie präzise die Punkte in Bezug auf den CT-Datensatz gematcht werden konnten. Teilweise muss dieser letzte Schritt des Matchings mehrfach wiederholt werden, bis eine ausreichende Präzision erreicht wird. Der Genauigkeitswert sollte 1,5 mm nicht überschreiten, in hochthorakalen Regionen ist ein Wert von weniger als 1 mm anzustreben (Katscher et al., 2008).

Mit dem „Surface-Matching“ kann die Genauigkeit erhöht werden. Hierbei werden weitere Punkte willkürlich an der Oberflächenstruktur der Wirbelkörperrückseite abgegriffen. Diese Punkte bilden eine mathematische Punktwolke und können mit den präoperativen Daten in Übereinstimmung gebracht werden. Nach dem Matching erfolgt die eigentliche Implantation der Pedikelschrauben. Mit dem Eröffnungsinstrument für den Pedikeleintritt wird nun intraoperativ der Punkt aufgesucht, welcher präoperativ als jener Eintrittspunkt bestimmt wurde. Der Schraubenkanal kann im Anschluss mit einem weiteren digitalisierten Instrument ausgetastet werden. Über einen navigierbaren speziellen Handgriff kann die Schraube dann in den Pedikel eingeführt werden (Kinzl et al., 2005).

Das CT-basierte Verfahren schafft eine dreidimensionale Rekonstruktion der zu operierenden Wirbelbereiche. Trotzdem wird aus Gründen der Verständlichkeit in dieser Arbeit und für dieses Verfahren der Begriff CT-basierte Technik verwendet.

### **2.4.4 3D-C-Arm Navigation**

Die Grundlage der dreidimensionalen C-Arm Navigation an der Wirbelsäule stellt ein konventioneller Bildwandler dar, welcher in herkömmlicher fluoroskopischer Weise intraoperativ zweidimensionale Bilder anfertigt. Die entsprechenden Geräte können jedoch darüber hinaus zur dreidimensionalen Darstellung genutzt werden. Zwei verschiedene Bildwandler finden derzeit auf dem deutschen Markt dafür Verwendung, ein Gerät des Herstellers Siemens und eines der Firma Ziehm. Für den Scan vollführt der C-Bogen eine kontinuierliche Rotation um das variabel definierbare Isozentrum des Patienten. Der 3D-C-Bogen Siremobil Iso-C3d (Siemens, Medical solutions, Erlangen, Deutschland) nimmt während einer orbitalen Rotation um 190° eine definierte Zahl von zweidimensionalen Durchleuchtungsbildern auf. Aus diesen Daten wird ein dreidimensionaler Datenwürfel im Isozentrum des C-Bogens mit einer Kantenlänge von etwa 12 cm errechnet. An der angeschlossenen Workstation können die Bilder dieses Datenkubus in beliebigen Schnittebenen, also axial, sagittal und koronar, dargestellt werden. Im Gegensatz dazu führt beispielsweise der Bildwandler Vision Vario 3 D (Ziehm Imaging, Nürnberg, Deutschland) eine halbautomatische elliptische Rotation von 135° um das Isozentrum des Patienten aus. Auch hier wird ein Datenkubus mit etwa 12 cm Kantenlänge erstellt. Zu beachten ist die Begrenzung des Scanvolumens, so dass es bei langstreckigen Fusionen eventuell von Nöten sein kann, einen zweiten Scan zu fahren (Wendl et al., 2003).

Für eine verwertbare Bildqualität ist es unabdingbar, dass sich während des Scans die Position der anatomischen Struktur im Raum nicht ändert, das bedeutet, dass der Scan in Apnoe

des Patienten gefahren werden muss um jedwede Thoraxexkursionen zu vermeiden. Andernfalls kann es zu einer erheblichen Abnahme der Bildqualität kommen, auch ist die exakte Registrierung nicht gewährleistet. Da ein Scan, in Abhängigkeit von der Anzahl der Aufnahmen, zwischen 30 und 60 Sekunden dauert, besteht während des Atemstillstandes und nach suffizienter Präoxygenierung mit 100% Sauerstoff, keine Gefahr für den Patienten (Grützner et al., 2004).

Nach Abschluss des Scans wird der Datenkubus als DICOM-Rohdatenmaterial mittels einer Schnittstelle an das Navigationssystem transferiert. Dies dauert in etwa 10 Sekunden. Das Navigationssystem behandelt den 3D-Datensatz wie einen CT-Datensatz und es erkennt die Lage und Orientierung des 3D-Datensatzwürfels im Raum, da die Kamera des Navigationssystems den C-Bogen anhand von Markierungsstellen registriert. Gleichzeitig wird auch die Position des Wirbelkörpers anhand des am Processus spinosus fixierten Referenztrackers erkannt. Vor Beginn der eigentlichen Navigation muss schließlich noch eine sorgfältige Prüfung hinsichtlich der Präzision des Systems durch den Operateur erfolgen. An unterschiedlichen anatomischen Strukturen wird hierbei die entsprechende Darstellung des getrackten chirurgischen Instruments auf dem Monitor verglichen (Grützner et al., 2004).

Bei Anwendung eines 3D-Navigationssystems kann der Operateur intraoperativ jederzeit erneut Aufnahmen durchführen, die aktuellen Gegebenheiten visualisieren und die anatomische Ist-Situation erfassen. Insbesondere bei instabilen Frakturen können so Positionsänderungen der Frakturlemente sofort erfasst und integriert werden (Jarvers et al., 2011).

Zusätzlich kommen durch gute Bildqualität, durch Hochkontrastdarstellungen und spezielle Organprogramme verschiedene Strukturen wie Knochen und Weichteile und deren Grenzen gut zur Darstellung. Weiterhin lässt sich auch intraoperativ die Lage der implantierten Pedikelschrauben multiplanar, also dreidimensional, kontrollieren. So lässt sich eine eventuelle Fehllage direkt korrigieren und könnte in der Konsequenz dazu führen, die postoperative Computertomographie zu entbehren. Somit würde auch die Strahlenbelastung für den Patienten reduziert werden.

### **2.4.5 Weitere Navigationsverfahren**

Die 2D-C-Navigation nutzt intraoperativ aufgenommene konventionelle C-Armbilder und ist demnach ein Fluoroskopie basiertes Verfahren. Dieser C-Arm besitzt Elektroden, die vom Navigationssystem detektiert werden. Nach einem einmaligen Kalibrierungsprozess sind dem Navigationssystem die räumlichen Daten und der Bildmittelpunkt des C-Armes bekannt und das System kann die Position des Bildes im Raum berechnen. Der C-Arm ist in sich selber referenziert, somit wird die Lage der Bilder im Raum sofort erfasst und es ist ohne zusätzliche Registrierung eine sofortige Navigation möglich. Der Nachteil dieses Verfahrens besteht zum einen darin, dass konventionelle zweidimensionale Darstellungen zur Navigation verwendet werden (Gebhard et al., 2004). Zum anderen sollte die C-Arm Navigation im thorakalen und hier besonders im hochthorakalen Bereich nicht angewendet werden, da durch die Überlage-

rungen des Schultergürtels die seitlichen Fluoroskopiebilder keine zufriedenstellende Visualisierung ergeben.

Das O-Arm System (Medtronic, CO, USA) ist ein Flat-Panel Bildverstärker, der in einer 360° Rotation um den Patienten fährt. Er ist verbunden mit einem Navigationssystem und kann durch dessen Integration direkt zur navigierten Pedikelschraubenimplantation genutzt werden. Hinsichtlich der Arbeitsweise und der Funktion ist er der 3D-C-Arm Navigation also sehr ähnlich. Der O-Arm erlaubt eine multidimensionale Darstellung in Echtzeit. Er bietet eine größere Datenkapazität und Visualisierung der dreidimensionalen Bilder nach Anwendung des 3D-Scans in der Qualität einer Computertomographie. In Anlehnung an die 3D-Navigation mit einem C-Bogen muss aber auch beim O-Arm auf eventuelle Artefakte durch Metallüberlagerungen geachtet werden (Gonschorek et al., 2013).

## 2.5 Komplikationen und klinische Folgen von Schraubenfehlagen

Bei der dorsalen Stabilisierung einer durch eine Fraktur, durch eine Entzündung oder durch einen tumorösen Prozess veränderten Wirbelsäule mittels Pedikelschrauben bestehen neben den klassischen und allgemeinen Operationsrisiken auch eine Reihe von speziellen Gefahren und Komplikationen. Diese ergeben sich durch die besondere anatomische Lage der Wirbel mit ihren Pedikeln und der engen Nachbarschaft zu wichtigen neuralen und vaskulären Strukturen. Daher sind insbesondere die möglichen Schraubenfehlagen zu betrachten. Zu unterscheiden sind hier kraniale, kaudale, mediale, laterale und ventrale Abweichungen. Gemein ist allen Unregelmäßigkeiten, dass sie eine mangelnde Konvergenz der Pedikelschrauben aufweisen. Es droht ein schlechter Halt der Schraube, verbunden mit einer möglicherweise insuffizienten dorsalen Stabilisierung.

Eine kraniale Abweichung kann in der klinischen Konsequenz zu Verletzung der kopfwärts gelegenen Bandscheibe führen und deren Integrität stören (Blauth et al., 1997). Der Operateur kann laut Meter et al. mit hoher Sicherheit davon ausgehen, dass eine Schraube die Wirbelkörperdeckplatte nicht perforiert hat, wenn in einer exakten fluoroskopischen Ansicht ein Abstand zwischen Schraube und Deckplatte von mindestens 3 mm nachzuweisen ist (1996). Ebenso können kraniale als auch kaudale Perforationen zum Einbruch in die Foramina intervertebralia führen. Die dort verlaufenden Nervenwurzel der Spinalnerven und ihre Ganglia sind bei einer Affektion gefährdet und können zur Ausbildung radikulärer Symptome führen.

Laterale Schraubenfehlagen können im Bereich des 12. Brustwirbelkörpers und kaudal davon zu Irritation des Musculus iliopsoas führen. Im oberen thorakalen Bereich ist bei einer lateralen Fehllage die Lunge mit der umgebenden Pleura gefährdet. Weiterhin können arterielle und venöse Segmentgefäße betroffen sein und bei Affektion dieser zur Ausbildung von Hämatomen führen. Rechts lateral ist hierbei besonders auf die Vena azygos zu achten. Auch der sympathische Grenzstrang liegt in einer gefährdeten Region (Blauth et al., 1997).

Bei ventralen und ventrolateralen Fehllagen mit Perforation der Kortikalis besteht ebenso die Gefahr der Verletzung von Gefäßen, hier ist linksseitig besonders die Aorta im kritischen Ge-

biet. Der Abstand zwischen Aorta und dem linken Pedikel schwankt im thorakalen Bereich abhängig von der Wirbelhöhe stark. Er liegt zwischen 11 und 52 mm und im Mittel bei 23,7 mm. Besonders bei Schraubenimplantationen an BWK 4-5 und BWK 10-12 kann bereits eine gering nach anterior und links-lateral divergierende Schraube zur Verletzung der Aorta führen. Im mittleren thorakalen Bereich hingegen liegt die Aorta von der Wirbelsäule weiter entfernt (Takeshita et al., 2010).

Rechtsseitig thorakal muss auf den Verlauf des Ösophagus, der Vena cava superior et inferior und auch des Ductus thoracicus geachtet werden. Bei der Schraubenwahl ist zu bedenken, dass die Wirbelkörper vor allem im Brustwirbelsäulenbereich eine herzförmige Gestalt, mit der Spitze des Herzens nach ventral, aufweisen und daher eine längere Schraube nur bei entsprechender Konvergenz verwendet werden kann (Blauth et al., 1997).

Das Myelon ist im Rückenmarkskanal von der Dura mater und der Pia mater umgeben. Anders als zerebral ist die harte Hirnhaut hier nicht mit den knöchernen Strukturen der Wirbelsäule verwachsen, sondern es bildet sich ein physiologischer Hohlraum - der Epiduralraum - aus, der mit Binde- und Fettgewebe und einem venösen Gefäßgeflecht ausgefüllt ist. Durch diesen Raum und durch den mit Liquor ausgefüllten Subarachnoidalraum besteht nach medial in der Regel ein hinlänglicher Sicherheitsabstand zu den neurogenen Strukturen des Rückenmarks. Hinsichtlich der Dimension dieses Sicherheitsabstandes werden verschiedene Angaben gemacht. Gertzbein et al. stellten bei ihrem Patientengut fest, dass eine Perforation der Kortikalis nach medial mit Affektion des Spinalkanals bis zu 4 mm nicht mit einer Affektion des Myelons einhergeht. Allerdings wurden diese Daten nur für den unteren thorakalen und lumbalen Wirbelsäulenbereich erhoben (1990). Zu beachten ist, dass mediale Deviationen durch zu weit vorgedrungene Schrauben zu postoperativ neurologischen Schäden führen können. Diese Komplikationen können von Parästhesien über Paresen bis hin zu vollständigen Plegien reichen. Sie sind in ihrer Ausbreitung abhängig von der Höhenlokalisation und es können passagere als auch bleibende Beeinträchtigungen bis hin zur kompletten Querschnittslähmung auftreten. Es müssen, neben der Gefahr einer Durabeschädigung mit Liquorverlust, auch Blutungen aus dem (perforierten) epiduralen Gefäßgeflecht bedacht werden, die zur Hämatombildung und damit zu sekundären neurologischen Ausfällen führen können, selbst wenn das Myelon an sich nicht verletzt ist (Leue et al., 2009).



### **3 Methoden und Material**

#### **3.1 Untersuchungszeitraum**

Zwischen Juni 2005 und Dezember 2010 wurden an der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und Plastische Chirurgie des Universitätsklinikums Leipzig eine Vielzahl von Implantationen eines Fixateur interne an der Wirbelsäule durchgeführt.

#### **3.2 Einschlusskriterien**

In unsere Studie wurden die Patienten eingeschlossen, die an unserer Abteilung im angegebenen Zeitraum eine dorsale Instrumentierung mittels eines Fixateur interne erhalten haben. Die Patienten hatten eine instabile Fraktur erlitten, entweder durch ein adäquates Trauma, oder es lag eine pathologische Fraktur im Rahmen eines Tumors vor. Weiterhin wurden Instabilitäten, verursacht durch eine Spondylodiszitis oder durch einen Tumor, untersucht. Nicht einbezogen wurden Patienten, welche an einer angeborenen oder degenerativ bedingten Wirbelsäulendeformität litten, wie zum Beispiel Patienten mit einer Skoliose oder einem Morbus Bechterew. Einschlusskriterium weiterhin war die intraoperative Bildgebung des Implantats mittels eines Bildwandlers oder die intraoperative Navigation durch den dreidimensionalen Bildwandler oder durch die Computertomographie basierte Navigation.

Alle Schrauben wurden transpedikulär implantiert. Das perkutane Verfahren wurde nicht berücksichtigt, sondern nur offene Verfahren.

Schließlich wurden nur diejenigen Patienten mit einbezogen, welche postoperativ eine Computertomographie erhielten, da nur so ein genaues Ausmessen der Schraubenlage möglich war.

#### **3.3 Epidemiologische Daten**

##### **3.3.1 Patientenzahl**

Insgesamt wurden 196 Patienten in die Studie aufgenommen.

##### **3.3.2 Geschlecht**

Von 196 Patienten waren 133 Patienten männlichen und 63 Patienten weiblichen Geschlechts. Somit war die prozentuale Verteilung bei 67,9 Prozent (männlich) und 32,1 Prozent (weiblich).

##### **3.3.3 Alter**

Die Patienten waren zum Zeitpunkt der Operation zwischen 8 und 90 Jahre alt. Die am häufigsten repräsentierte Altersgruppe fand sich bei den 60-69 Jahre alten Patienten, sie waren mit 27 Prozent besonders oft vertreten. Der Altersmittelwert lag bei 55,85 Jahren.

| Altersrang    | Häufigkeit | Prozent    |
|---------------|------------|------------|
| 0-9 Jahre     | 1          | 0,5        |
| 10-19 Jahre   | 6          | 3,1        |
| 20-29 Jahre   | 15         | 7,7        |
| 30-39 Jahre   | 13         | 6,6        |
| 40-49 Jahre   | 32         | 16,3       |
| 50-59 Jahre   | 34         | 17,3       |
| 60-69 Jahre   | 53         | 27         |
| 70-79 Jahre   | 27         | 13,8       |
| 80-89 Jahre   | 14         | 7,1        |
| 90-99 Jahre   | 1          | 0,5        |
| <b>Gesamt</b> | <b>196</b> | <b>100</b> |

Tab. 3.1 Altersverteilung

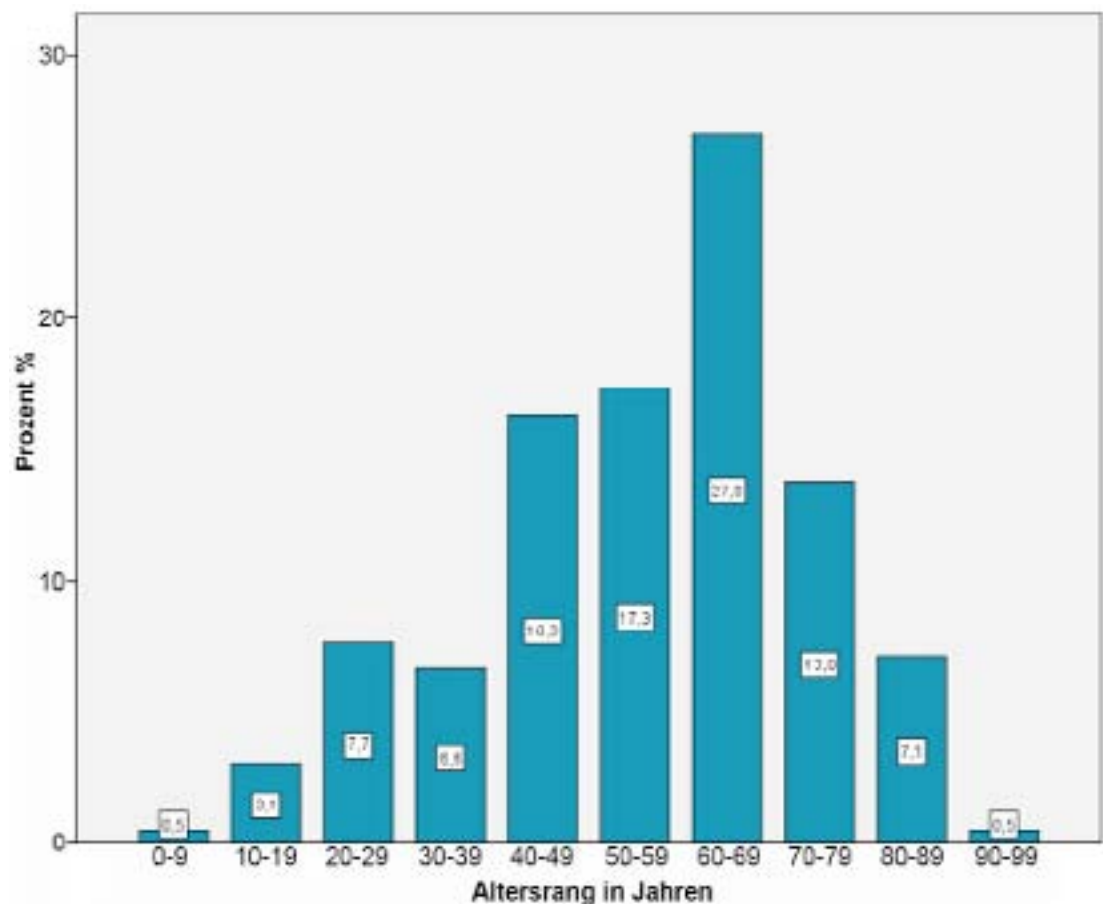


Abb 3.1 graphische Darstellung der Altersverteilung

### 3.3.4 Verteilung der Verletzungen

Von 196 operierten Patienten litten 118 (60,2%) an einer Fraktur, 62 Patienten (31,6%) an einem Tumor bzw. Metastase und 16 Patienten (8,2%) an einer Spondylodiszitis im Bereich der Brustwirbelsäule.

23 Patienten wiesen eine Polytraumatisierung auf. Bei 12 Patienten wurde die Operation un-

verzüglich und noch am Aufnahmetag, das heißt nach Stellung einer Notfallindikation, durchgeführt.

Bei 25 Patienten waren präoperativ bereits neurologische Ausfälle aufgetreten. Diese erstreckten sich über Paresen einzelner Muskeln oder Muskelgruppen über begrenzte oder umfassende sensible Ausfälle bis hin zu Plegien ganzer Extremitäten. Akut drohende neurologische Ausfälle durch eine progrediente Myelonkompression wurde bei 7 Patienten diagnostiziert.

8 Patienten zeigten eine komplette sensomotorische Querschnittssymptomatik mit Paraplegie der unteren Extremität und Störung der Blasen- und Mastdarmfunktion.

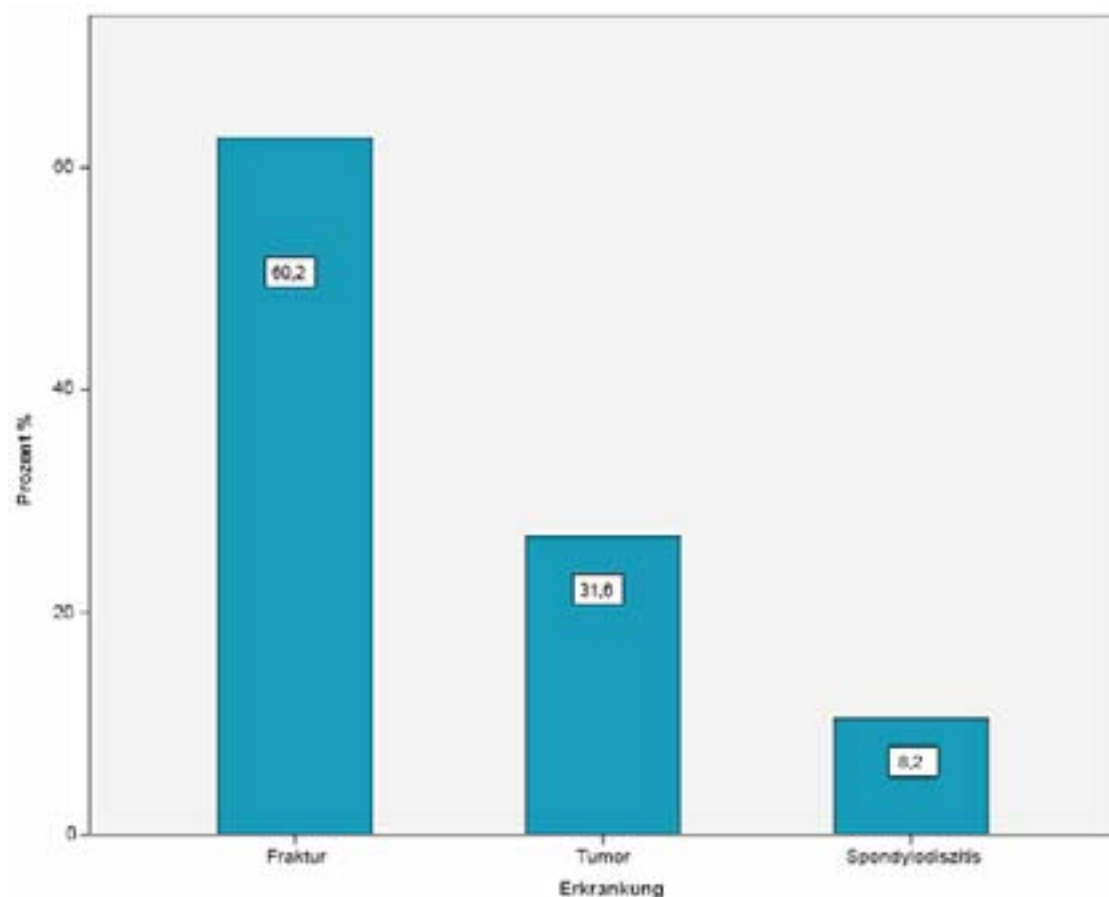


Abb. 3.2 Häufigkeitsverteilung der Erkrankungen

### 3.4 Betroffene Wirbel

Verletzungen an allen 12 Brustwirbeln finden sich in unserer Studie wieder. In nicht wenigen Fällen war nicht nur ein Wirbel von einer Fraktur, Metastase oder Spondylodiszitis betroffen, sondern die Verletzung erstreckte sich über mehrere Wirbel. Besonders häufig war der 12. Brustwirbel betroffen, genauer in 37 Fällen und mit 13,8%. In nur jeweils einem Fall war der 7. Halswirbel, der 1. Brustwirbel und der 1. Lendenwirbel betroffen.

Bei Patienten mit betroffenem 12. Brustwirbelkörper oder 1. Lendenwirbelkörper wurden nur die kranial davon implantierten Schrauben in die Studie mit aufgenommen. Ebenso wurde bei einem Patienten mit einer Metastase des 7. Halswirbelkörpers nur die kaudal davon implantierten Schrauben in die Studie integriert.

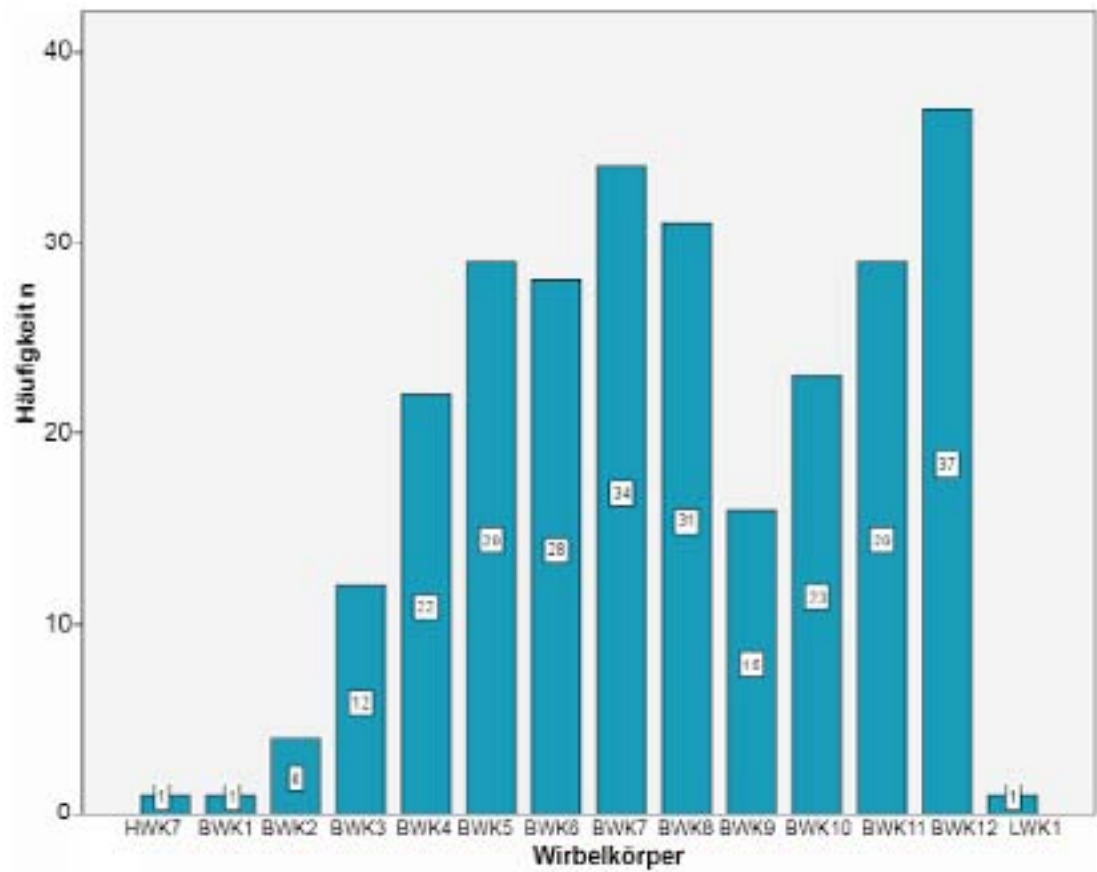


Abb. 3.3 Häufigkeitsverteilung der erkrankten bzw. verletzten Wirbel

Die folgende Abbildung zeigt zusätzlich die Verteilung der Erkrankungs- bzw. Verletzungsart hinsichtlich der einzelnen Wirbel.

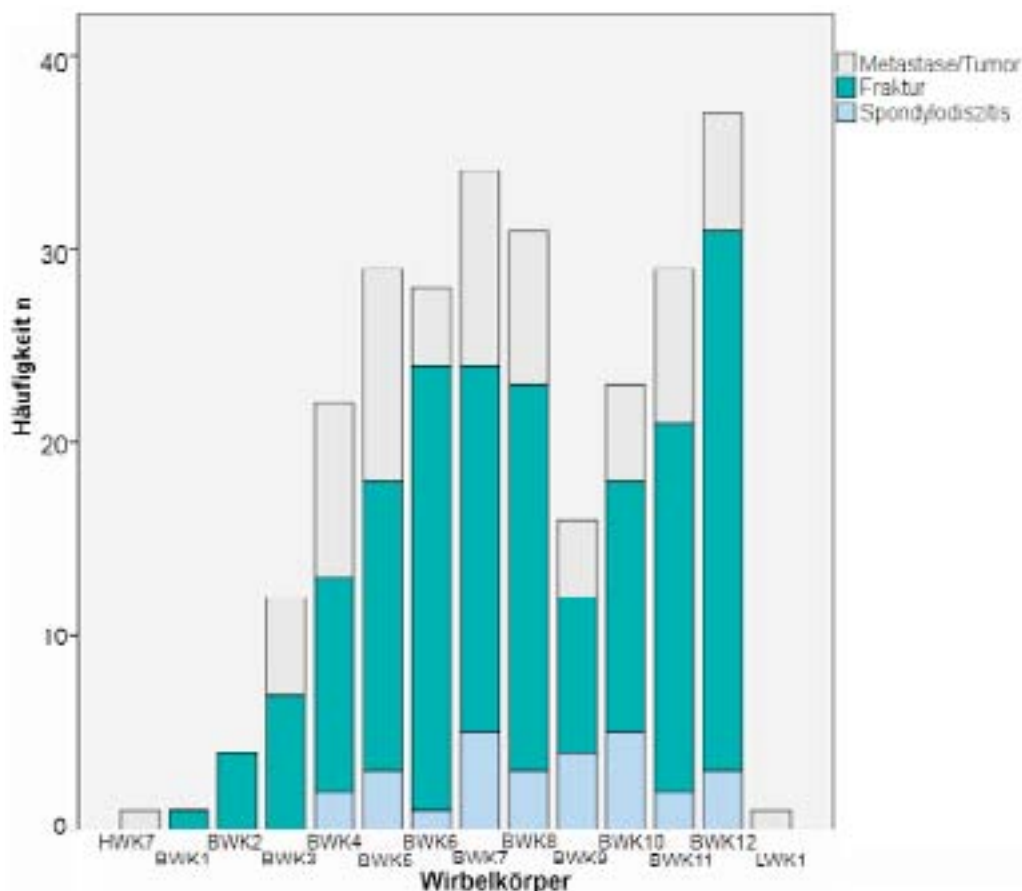


Abb. 3.4 Verteilung der Erkrankungs - bzw. Verletzungsart auf die Wirbel bezogen

### 3.5 Intraoperative Vorgehensweise

Zunächst wurde die korrekte Indikation zur geplanten Operation gestellt. Dazu zählten in unserer Studie instabile Frakturen aufgrund eines Traumatmas, Spondylodiszitiden sowie Instabilitäten und Frakturen der Wirbel aufgrund einer Metastasierung.

Die Schäden sollten mittels einer dorsalen Instrumentierung mit einem Fixateur interne chirurgisch therapiert werden. Die Operationsplanung umfasste unter anderem die Anzahl der zur instrumentierenden Wirbel. In vielen Fällen wurden hierbei zwei Wirbelkörper oberhalb und zwei Wirbelkörper unterhalb des frakturierten oder erkrankten Wirbels in die Planung einbezogen. Gelegentlich war es aber nötig eine längerstreckige Instrumentierung vorzunehmen, beziehungsweise erkrankte Wirbel ebenso mit Pedikelschrauben zu besetzen, um die erforderliche Stabilität wieder herzustellen.

Präoperativ wurde der Patient über das operative Vorgehen und die allgemeinen und speziellen Risiken und Komplikationen aufgeklärt und es wurde eine schriftliche Einverständniserklärung zur Operation erteilt.

Im Operationssaal erhielten die Patienten zunächst in Rückenlagerung eine Allgemeinanästhesie. Dann wurden die Patienten in Bauchlage gedreht und der Brustkorb und das Becken

unterpolstert. Die zu instrumentierenden Segmente wurden unter Kontrolle durch den Bildwandler auf der Haut über den Dornfortsätzen markiert. Anschließend folgte die Desinfektion des OP-Feldes und das sterile Abdecken.

Die mediane Hautinzision wurde zwischen den markierten Punkten und etwas kranial und kaudal davon durchgeführt. Dann folgte die Durchtrennung der Subkutis und die subtile Blutstillung, anschließend erfolgte mit einer monopolaren Elektrode die Inzision der paravertebralen Faszie hart an den Dornfortsätzen und zunächst auf einer Seite. Die Anteile des Musculus erector spinae wurden von den Dornfortsätzen mit der monopolaren Elektrode abgelöst und mit dem Cobb'schen Raspatorium nach lateral abgeschoben. Zur Blutstillung wurde wiederum die bipolare Pinzette und ein blutstillender Streifen verwendet. Auf der anderen Seite wurde ebenso vorgegangen.

### **3.5.1 Konventionelles Verfahren mittels Bildwandler**

Beim konventionellen Verfahren ohne den Einsatz eines Navigationssystems erfolgte dann unter Bildwandlerkontrolle das Besetzen der entsprechenden Bogenwurzeln. Die Pedikel wurden dazu zunächst in der anterior-posterioren Ansicht identifiziert. Mit einer scharfen Pedikel-eröffnungsahle wurde die Kortikalis der Pedikel bis zu einer Tiefe von etwas 10 mm eröffnet und dann mit einer stumpfen Pedikelvertiefungsahle transpedikulär weiter eröffnet und vertieft. Die Pedikelvertiefungsahle besitzt Markierungen bei beispielsweise 30 und 40 mm und kann so zur Bestimmung der Schraubenlänge dienen. Die genaue Länge wurde dann mit einem Längenmessgerät bestimmt. Um eventuelle Wandperforationen zu erkennen, wurde nun der Pedikelschraubenkanal mit einem geraden oder gebogenen Austastinstrument untersucht. Weiterhin konnte zur Verifizierung der Lage des Kanals ein Pedikelmarkierer verwendet werden. Dieser wurde in den Kanal eingeführt und fluoroskopisch dargestellt. Dann erfolgte die Insertion der Pedikelschrauben. Die korrekte Lage der Schrauben wurde mittels Bildwandler in seitlicher Ansicht bestätigt.

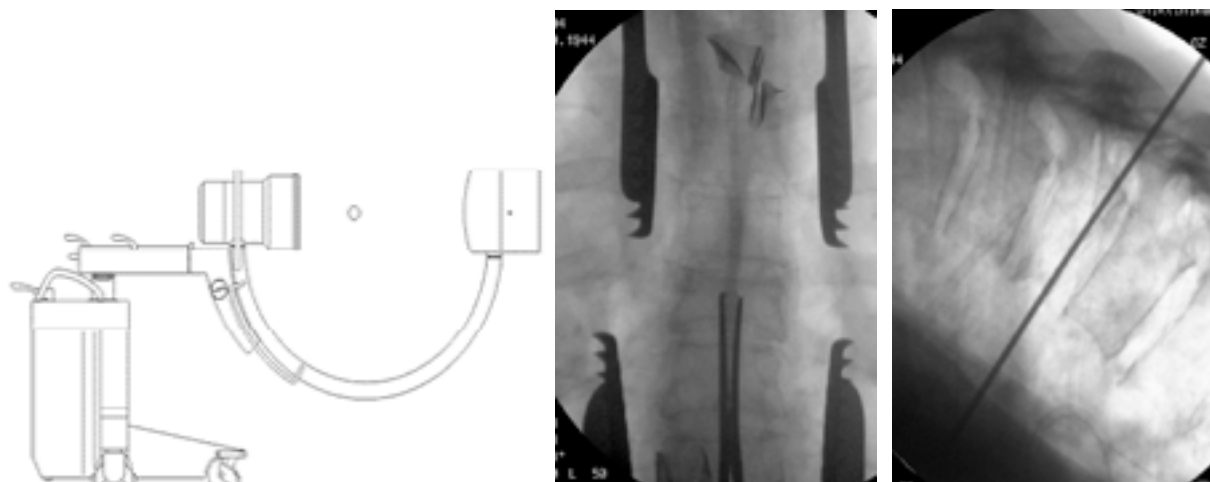
Daraufhin wurde die Länge der beiden Längsträger bestimmt, zugeschnitten und zugebogen. Die Längsstäbe wurden über die entsprechenden Backen montiert, dabei war darauf zu achten, diese möglichst nah an die Lamina und unter die kurze Rückenmuskulatur zu schieben. Um Implantat und Stab zu verriegeln, wurden Mutter und Hülse entweder nacheinander oder in einem Schritt aufgesetzt und festgezogen. Es bestand auch die Möglichkeit der Verwendung einer Stabeindrückzange, eines sogenannten Persuaders. Dieser vermag die Schrauben anzuheben und an den Längsstab heranzuziehen.

Die Wirbelkörper mit den Pedikelschrauben waren dann miteinander durch die Längsträger verbunden und konnten durch das Festdrehen der Backen in ihrer Stellung fixiert werden. Zur Sicherung der Rotationsstabilität konnten dann zusätzlich noch Querträger, welche wiederum die Längsträger horizontal verbinden, angebracht werden. Vor dem endgültigen Festziehen der Muttern konnten die Implantate noch distrahiert oder komprimiert werden. Dafür wurden Spreiz- oder Kompressionszangen verwendet, welche die vertikale Position der Längsträger

verändern.

Das Operationsergebnis mit regelrechter Implantatlage, korrekter Positionierung des Osteosynthesematerials und wiederhergestellten Wirbelsäulengefüge wurde abschließend wiederum in zwei Ebenen röntgenologisch mit dem Bildwandler kontrolliert.

Die Wunde wurde gespült und es wurden Drainagen eingelegt, dann erfolgte schichtweise der Wundverschluss von autochthoner Rückenmuskulatur, paravertebraler Faszie, Subkutis und Kutis.



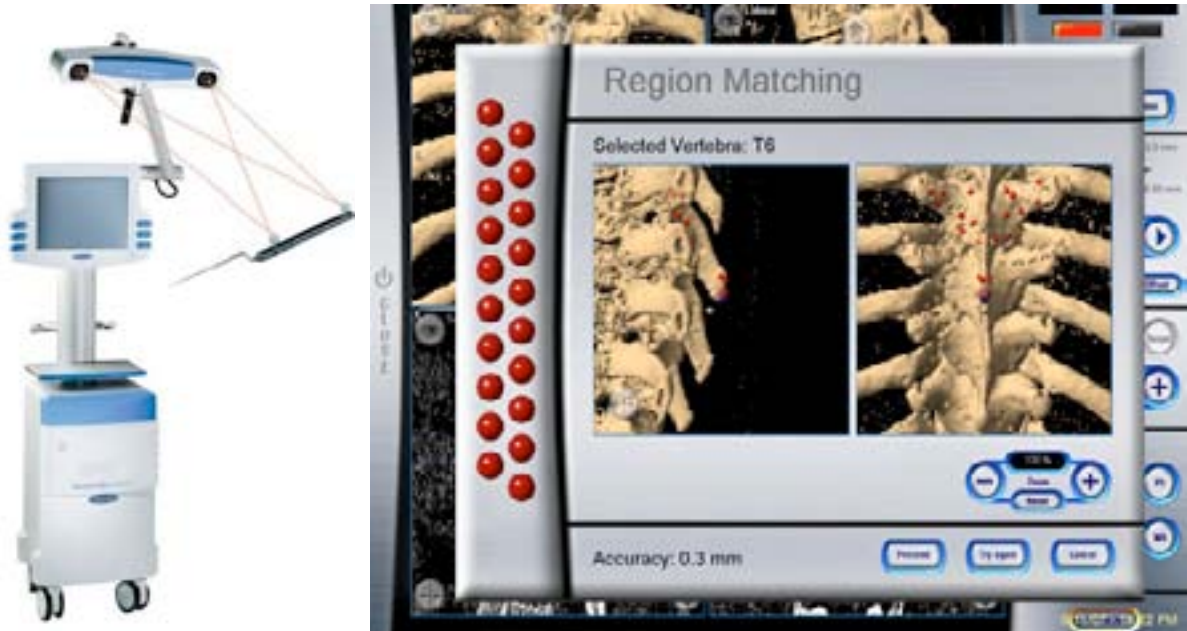
*Abb. 3.5 a) Bildwandler (Ziehm Imaging, Nürnberg, Deutschland)*

*Abb. 3.5 b) konventionelle C-Bogen Bilder*

### 3.5.2 CT-basiertes Navigationsverfahren

Beim CT-basierten Navigationsverfahren wurden die auf dem Planungsrechner präoperativ bearbeiteten CT-Daten mittels einer Hardwarekomponente im Operationssaal an das Navigationssystem übertragen. Die Navigationsworkstation transformierte die Bilder in sagittale, axiale und coronare Ansichten und erschaffte so eine dreidimensionale Rekonstruktion. Als nächstes folgte die Patientenregistrierung. Dazu wurden anhand der rekonstruierten Bilder einige anatomische Punkte markiert. Nach der chirurgischen Exploration der Wirbelbögen und Facettengelenke wurde der als erstes zu navigierende Wirbelkörper mit dem Bildverstärker aufgesucht, dann wurde die Navigationsklemme am Dornfortsatz dieses Wirbels angebracht. Dabei war darauf zu achten, dass diese Referenzklemme nicht die Sicht und die Tätigkeit des Operators behindert. Es folgte nun das „Region based surface Matching“ oder das „Surface-Matching“ um die im Navigationssystem eingegeben anatomischen Landmarken mit denen der exponierten Wirbelsäule abzugleichen. Es wurde ein Wert für die Genauigkeit des Matchings errechnet und wenn dieser hinreichend genau war, konnte die navigierte Implantation der Schrauben beginnen. Für die Schraubenimplantation wurde ein Matchingwert von weniger als 1,5 mm als akzeptabel toleriert, in den hochthorakalen Regionen von BWK 1 bis BWK 6 wurde eine Genauigkeitswert von bis zu 1 mm akzeptiert. Die Instrumente wurden kalibriert und es erfolgte das navigationsgestützte Eröffnen der Pedikel mit der spitzen Ahle, das trans-

pedikuläre Präparieren mit der stumpfen Ahle und schließlich die Implantation der Schraube. Der Operateur konnte bei jedem Schritt mit den registrierten Instrumenten die am Patienten berührten Punkte auf dem computertomographischen Bild am Monitor verfolgen.



*Abb. 3.6 a) Navigationssystem Vector Vision (Brainlab, Feldkirchen, Deutschland).*

*Die Kamera erkennt die Instrumente*

*Abb. 3.6 b) Abbildung des Matchingvorgangs bei der CT-basierten Navigation*

### 3.5.3 3D-C-Arm Navigation

Auch beim dreidimensionalen Navigationsverfahren erfolgte nach der Darstellung der Wirbelbögen und der Gelenke das Anbringen der Referenzklemme am Processus spinosus des zu navigierenden Wirbels. Ein präoperatives CT war nicht notwendig. Nun musste in Apnoe der 3D-Scan gefahren werden, es war hier also eine entsprechende Absprache und Kommunikation mit dem Anästhesisten unabdingbar. Nach dem Scan wurden die Bilder an die Workstation übertragen und dreidimensional rekonstruiert. Der Chirurg prüfte dann die Präzision des Scans, dies konnte durch die Referenzierung mit dem Pointer zusätzlich bestätigt werden. Bei hinreichender Genauigkeit erfolgte nun mit den kalibrierten chirurgischen Instrumenten die Implantation der Pedikelschraube. Bei längerstreckiger Instrumentierung war aufgrund des begrenzten Datenvolumens ein zweiter Scan nach Umsetzen der Referenzklemme von Nöten. Nach der Implantation wurde ein erneuter Scan gefahren, um den Operationserfolg zu evaluieren und Schraubenfehlagen auszuschließen.





Abb. 3.7 a) C-Arm



Abb. 3.7 b) Topologie im Operationssaal, rechts im Bild der Navigationsrechner



Abb. 3.7 c) Kalibrieren der Instrumente bei der 3D-C-Arm Navigation

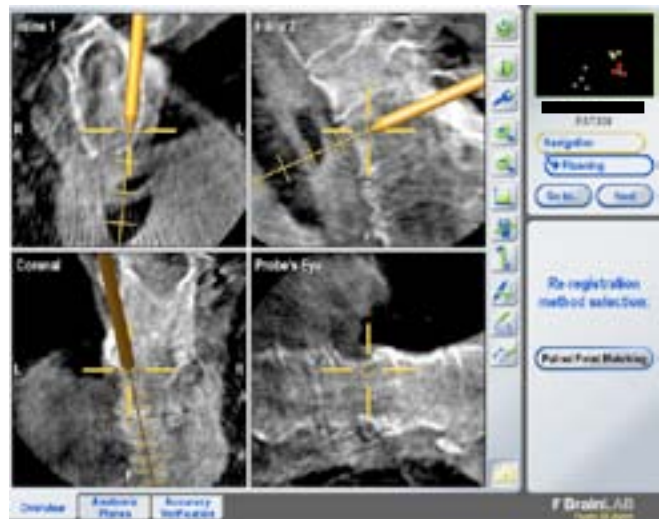


Abb. 3.7 d) Navigation

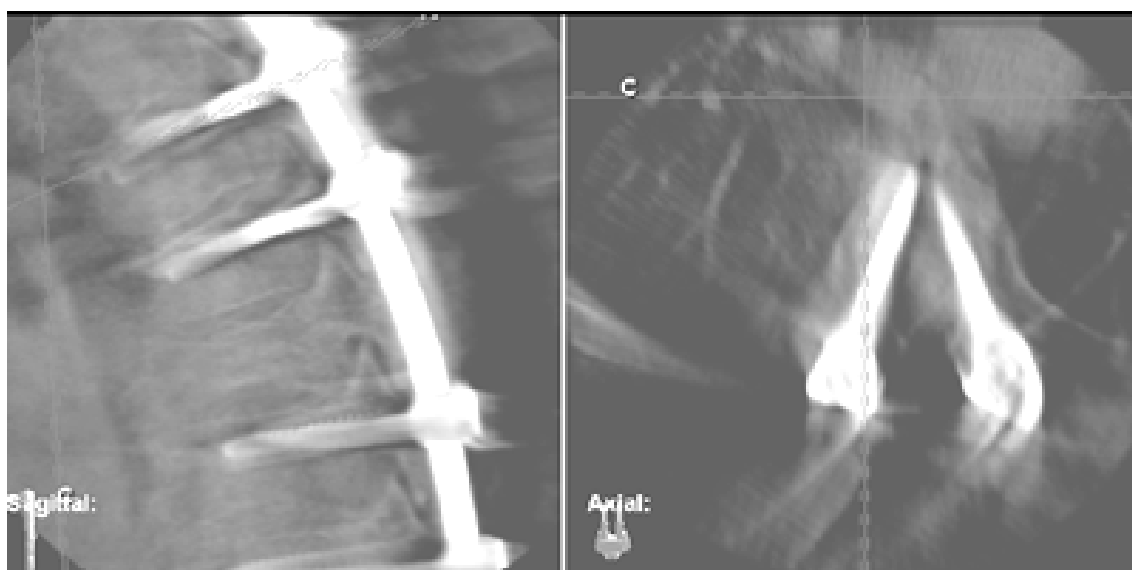


Abb. 3.7 e) Intraoperativer Scan zur Lagekontrolle der Schrauben

### 3.5.4 Implantate

Bei sämtlichen dorsalen Instrumentierungen dieser Studie wurden Implantate des Universal Spine System II (USS II) der Firma Synthes (Tuttlingen, Deutschland) verwendet. Dieses Osteosynthesystem besteht aus den Pedikelschrauben, wenn benötigt Pedikelhaken, Laminahaken oder Querfortsatzhaken, sowie den Längs- und Querstäben und den notwendigen Hülsen und Muttern zur Verbindung der Elemente.

Es wurden Pedikelschrauben aus rostfreien Stahl oder Titan verwendet. Die Schrauben haben ein doppelgängiges Gewinde, welches bis an die Spitze reicht, und einen dualen Kern. Dies garantiert ein schnelles Eindrehen sowie eine gute Griffigkeit der Schraube im Gewebe. Weiterhin besitzen die Schrauben eine zweiseitige Öffnung für die Längsträger, somit kann durch Drehen der Schraube ein Anpassen an den Längsträger recht variabel erfolgen.

Es wurden Schrauben verschiedener Durchmesser verwendet. Der Durchmesser bemisst sich aus dem Kern der Schraube und dem sie umgebenden Gewinde. Sämtliche USS II Schrauben haben einen Gewindedurchmesser von 0,8 mm. Die Dicke des Kerns variiert und je nach Breite des instrumentierenden Pedikels können verschiedenen Schraubendicken angewendet werden. In dieser Studie wurden Schrauben der Stärke 4,2 mm, 5,2 mm, 6,2 mm und 7 mm angewandt.

### 3.6 Geräte und Software

An der Universitätsklinik Leipzig existiert der Vision Vario 3 D Bildwandler der Firma Ziehm Imaging GmbH aus Nürnberg. Dieser wurde für die 3D-C-Arm navigierten Operationen in dieser Studie verwendet. Als Navigationssystem diente das Vector Vision System der Firma Brainlab (Feldkirchen, Deutschland), welches über Applikationen sowohl für die 3D-C-Arm Navigation als auch die CT-Navigation verfügt. Demnach wurde auch für die Computertomographie-basierte Navigation das Navigationssystem der Firma Brainlab verwendet.

Der Bildwandler der Firma Ziehm kann neben seiner Funktion in der 3D-Darstellung auch als herkömmlicher 2D-Bildwandler genutzt werden, er wurde somit in dieser Studie auch bei den Operationen unter konventioneller Technik angewandt.

### 3.7 Schraubenverteilung

Bei 196 Patienten wurden insgesamt 1379 Schrauben implantiert. Im Mittel wurden demnach pro Patient 7 Schrauben eingesetzt.

Tabelle 3.2 zeigt wie häufig eine bestimmte Anzahl von Schrauben bei den einzelnen Patienten implantiert wurde.

| Schrauben pro Patient     | 2  | 4  | 6  | 7 | 8   | 9 | 10 | 11 | 13 | 14 | 15 | 16 | 18 |
|---------------------------|----|----|----|---|-----|---|----|----|----|----|----|----|----|
| Patientenanzahl (n = 196) | 17 | 29 | 18 | 4 | 109 | 4 | 7  | 1  | 1  | 3  | 1  | 1  | 1  |

Tab 3.2 Schraubenverteilung

Die meisten Schrauben wurden mit der konventionellen Methode mittels eines Bildwandlers eingebracht (838 Schrauben). Die Navigation mit der CT-basierten Methode wurde bei 162 Schrauben angewendet und die dreidimensionale Navigation bei 379 Schrauben. Es ergibt sich demnach ein prozentuales Verhältnis von 60,8% bei dem konventionellen Verfahren, zu 11,7% bei der CT- basierten und 27,5% bei der dreidimensionalen Navigation.

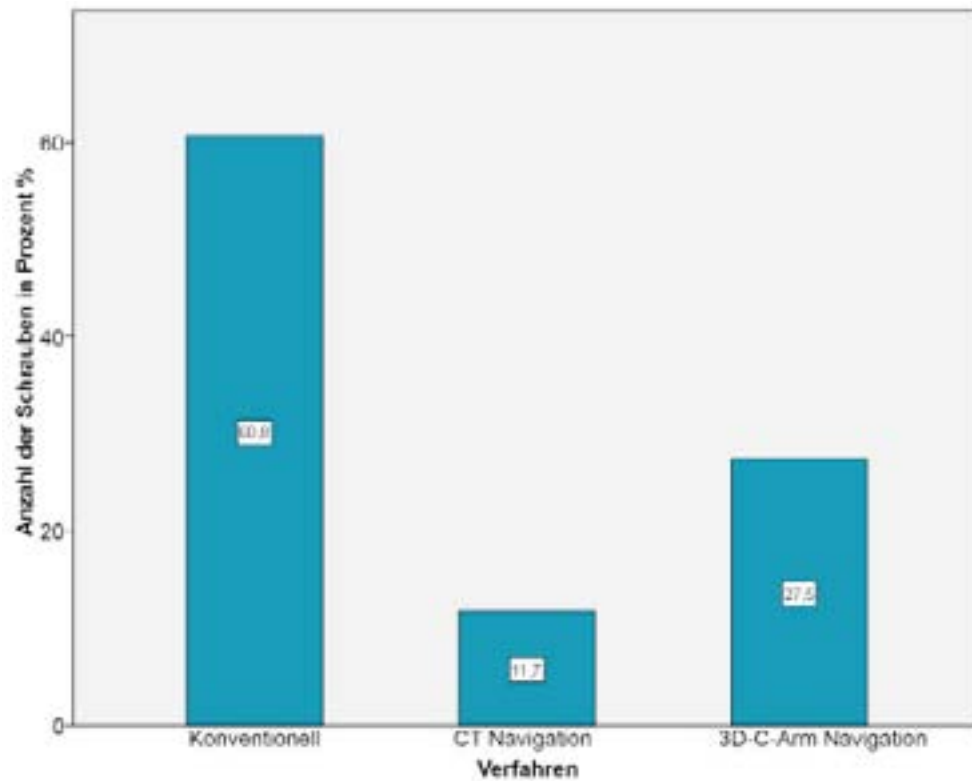


Abb. 3.8 Anzahl der Schrauben pro Verfahren

Die meisten Schrauben wurden in den 6. und 7. Brustwirbel implantiert (11,7 und 11,6%), gefolgt vom 9. Brustwirbel mit 155 Schrauben (11,2%). Der 1. Brustwirbel hatte die niedrigste Anzahl an Schrauben mit 1,6 Prozent.

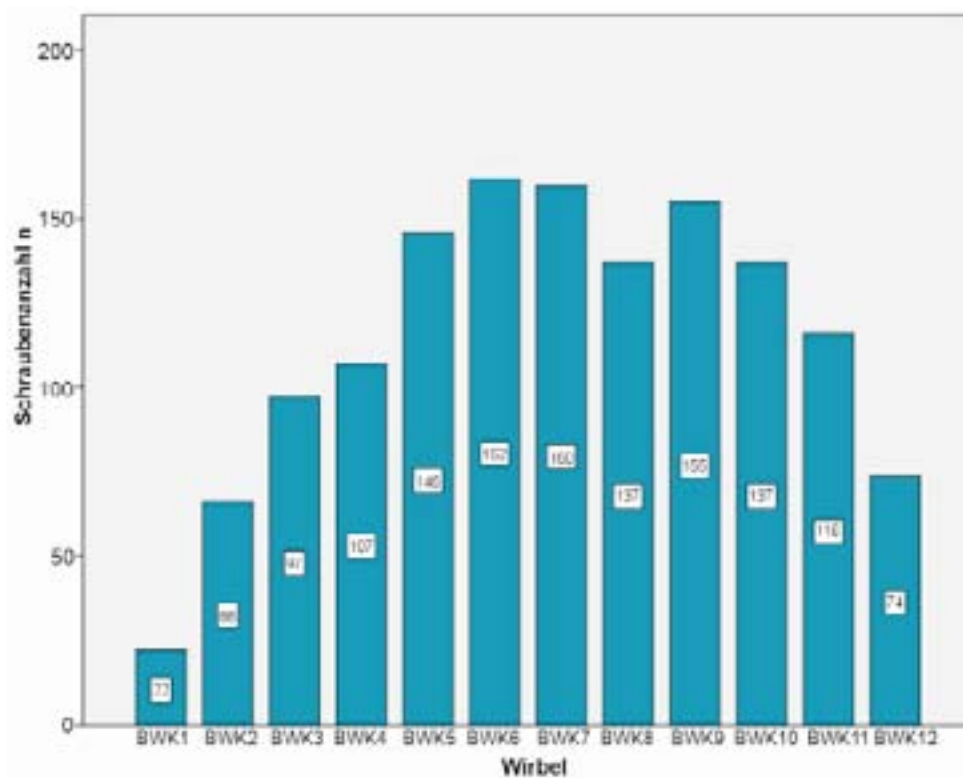


Abb. 3.9 Schraubenverteilung pro Wirbel

### 3.8 Intraoperativer Darstellungswechsel

Bei 22 Patienten wurde intraoperativ ein Darstellungswechsel durchgeführt. Das bedeutet, dass aus verschiedenen Gründen während der Operation die computertomographiebasierte oder die dreidimensionale Navigation nicht (weiter) durchführbar war und auf die konventionelle Methode mit Bildwandler und ohne Navigation umgeschwenkt werden musste. Dies betraf in 9 Fällen die computertomographiebasierte Navigation und in 13 Fällen die dreidimensionale Navigation. Die implantierten Schrauben wurden dann, je nachdem mit welchem Verfahren sie eingebracht wurden, in die andere Auswertungsgruppe eingefügt.

### 3.9 Postoperative Auswertung

Alle Patienten erhielten postoperativ eine computertomographische Untersuchung der instrumentierten Region. Diese Bildgebung wurde als Grundlage zur Bestimmung der Lage der Schrauben herangezogen.

#### 3.9.1 CT-Auswertung

Der verwendete Computertomograph war das Gerät Brilliance 64 der Firma Philips (Philips Healthcare, Hamburg, Deutschland). Er erzeugt Bilder mit einer Schichtdicke

von 2 mm.

Die Auswertung der CT Bilder erfolgte mit dem Programm MagicWeb (Siemens, Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) in der Version VA 60 C\_0212.

### **3.9.2 Ausmessung der Schraubenlage**

In der postoperativ angefertigten CT wurde die instrumentierte Region aufgesucht und jede Schraube einzeln anhand ihrer Lage beurteilt. Diese Auswertung erfolgte unwissentlich mit welcher Technik die Schraube implantiert wurde. Die Vermessung erfolgt durch zwei nicht an den Operationen beteiligte Untersucher.

Es wurde das am besten zu bewertende Schnittbild mit der größten Abweichung gewählt und die Schraubenlage mit einem standardisierten Verfahren ausgemessen. Am Punkt der größten Perforation wurde von der Kortikalis des Pedikels aus die Abweichung bestimmt.

Bei Grenzfällen wurde die Lage der Schraube automatisch der nächst schlechteren Gruppe zugeordnet.

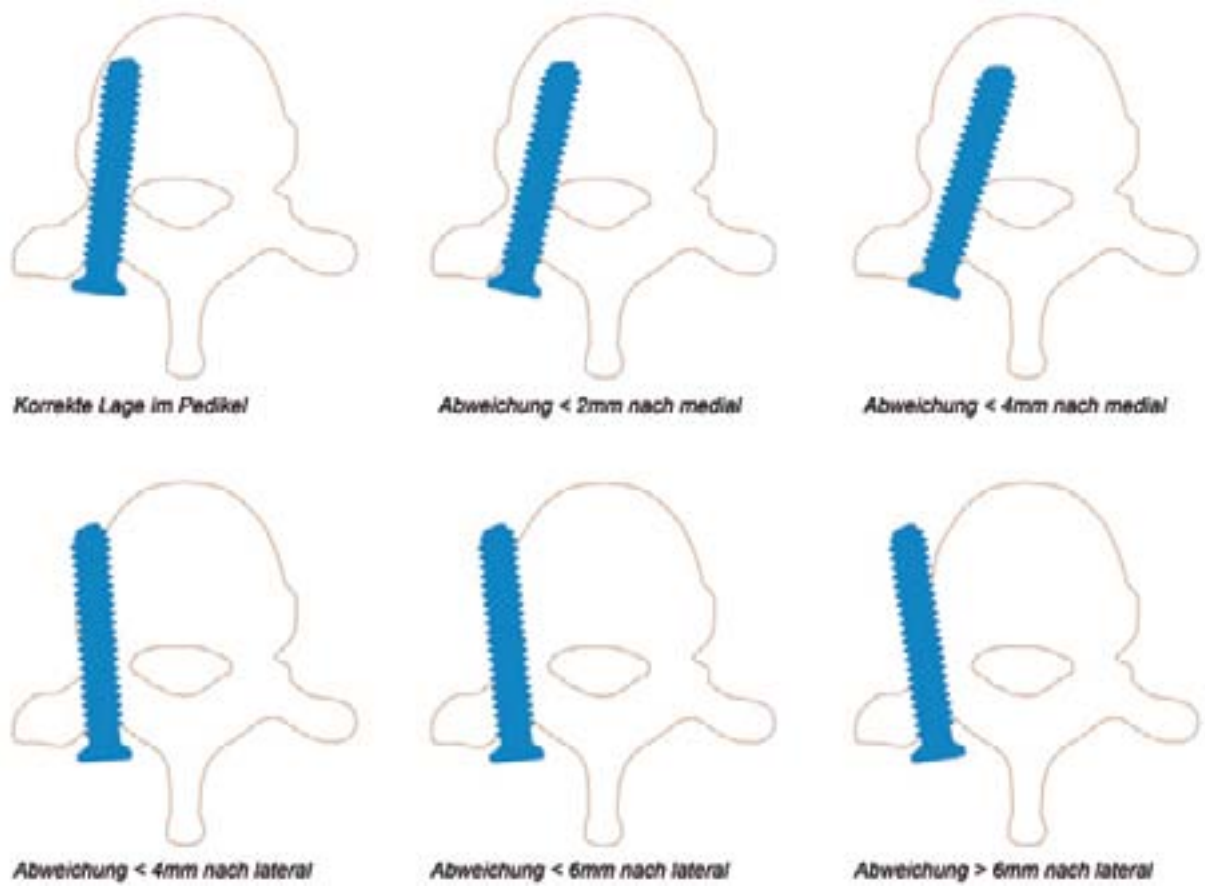
### **3.9.3 Fehllagendefinition**

Anhand der in ähnlichen Studien verwendeten Klassifizierung der Fehllagen wurde sich an der von Gertzbein und Robbins 1990 entwickelten Einteilung orientiert. Diese Fehllagendefinition wird am häufigsten verwendet und brachte somit die größte Vergleichbarkeit dieser Studie mit anderen Studien mit sich.

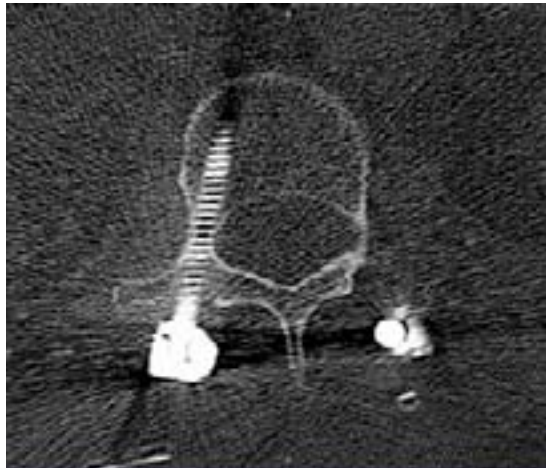
Die Pedikelschrauben wurden eingeteilt in folgenden Lagen:

- Schraube liegt zentral im Pedikel
- Schraube penetriert die Pedikelwand um bis zu 2 mm
- Schraube penetriert die Pedikelwand um mehr als 2 mm und bis zu 4 mm
- Schraube penetriert die Pedikelwand um mehr als 4 mm und bis zu 6 mm
- Schraube penetriert die Pedikelwand um mehr als 6 mm und bis zu 8 mm
- Schraube penetriert die Pedikelwand um mehr als 8 mm

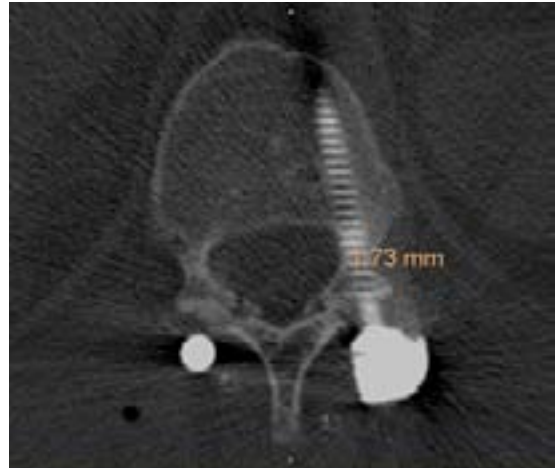
Zusätzlich wurde bestimmt, ob es sich um eine mediale oder eine laterale Penetration der Pedikelwand handelt.



*Abb. 3.10 Wirbel mit implantierten Schrauben und verschiedenen Lagen. Beispielhaft ist entweder eine mediale oder eine laterale Abweichung dargestellt*



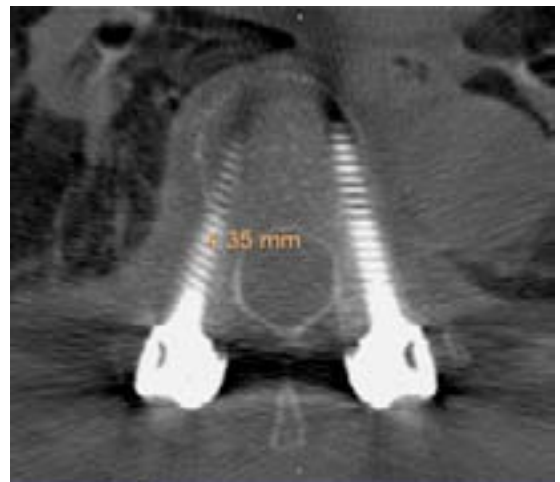
*Schraube liegt zentral im Pedikel*



*Schraube weicht um bis zu 2mm nach medial ab*



*Schraube weicht um bis zu 4mm nach lateral ab*



*Schraube weicht um mehr als 4mm nach lateral ab*



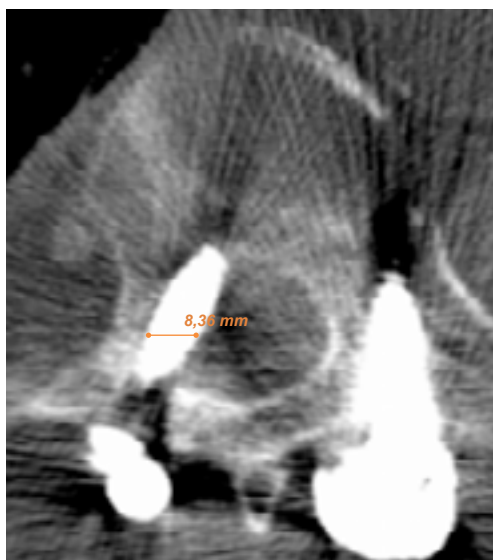
*Schraube weicht um mehr als 6mm nach lateral ab*



*Schraube weicht um bis zu 8mm nach lateral ab*

*Abb. 3.11 CT-Bilder mit verschiedenen Schraubenlagen und exemplarischer Abweichung nach lateral oder medial*



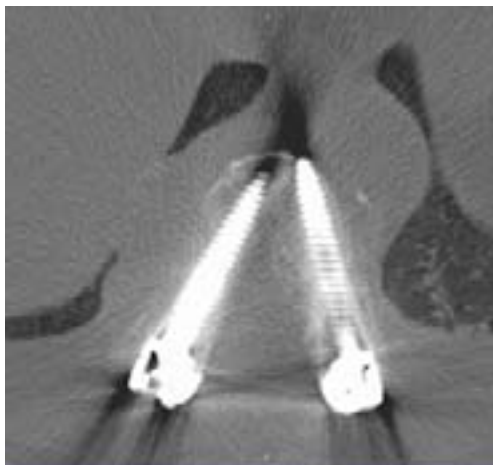


*Die linke Schraube weicht um mehr als 8 mm nach medial ab*

*Abb. 3.12 CT-Bild mit exemplarischer Abweichung nach medial*

Aufgrund von Artefaktbildungen im CT, welche durch die Schrauben selbst und auch durch die Längs- und Querträger entstehen können, konnten eine Anzahl von Schrauben nicht exakt einer Gruppe zugeordnet werden. Auch andere in der Nähe des Fixateur interne liegende Implantate, wie beispielsweise ventral durchgeführte Stabilisierungen führten teilweise zur Unmöglichkeit der Beurteilung der Schraubenlage. Diesen Schrauben wurden unter einer gesonderten Kategorie geführt:

- Schraube nicht beurteilbar



*Abb. 3.13 Anhand des CT-Bildes ist die Schraubenlage nicht beurteilbar*

### **3.10 Revisionen**

Bei einigen Patienten wurde eine Revisionsoperation notwendig. Wurden Schrauben entfernt und neue eingebracht, wurden die Schrauben, sofern ein verwertbares postoperatives computertomographisches Bild vorlag, getrennt beurteilt und in die Auswertung mit einbezogen.



### 3.11 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung der Schraubenlagen wurde das Statistikprogramm IBM SPSS Statistics Version 20.0 (Chicago, USA) herangezogen. Es wurden die Schraubenlagen der konventionellen Gruppe und der beiden Navigationsverfahren untersucht. Dabei wurden die korrekte Lage im Pedikel und die Perforationsraten bestimmt und verglichen. Weiterhin wurde die Häufigkeit von Fehllagen in Abhängigkeit von der Wirbelkörperhöhe bestimmt. Dazu wurde die Brustwirbelsäule in die drei Bereiche BWK 1-4, BWK 5-8 und BWK 9-12 unterteilt. Zur Auswertung wurde der Chi-Quadrat Test nach Pearson sowie der exakte Test nach Fisher gewählt. Als statistisch signifikant wurde ein Wert von  $p < 0,05$  gewertet.

### 3.12 Fallbeispiel

#### Epidemiologische Daten

- Patientin C.R., weiblich, 20 Jahre alt, Verkehrsunfall

#### Diagnosen:

- Instabile Brustwirbelkörper 4 Fraktur, Typ B1.2
- pedikelnähe rechtsseitige Fissur im 7. Halswirbelkörper
- Kopfplatzwunde links frontal

#### Therapie:

- offene Reposition und navigierte dorsale Instrumentierung mit USS II System an BWK 2/3-BWK 5/6 mit Querverbinder
- Schmerztherapie, physiotherapeutische Beübung

#### Verlauf:

- Diagnostik der oben genannten Verletzungen in einem auswärtigen Krankenhaus der Regelversorgung, dort Versorgung der Kopfplatzwunde.
- Verlegung der Patientin in das Universitätsklinikum Leipzig, Abteilung für Unfall-, Wiederherstellungs- und Plastische Chirurgie.
- Die Aufnahmeuntersuchung bei der hämodynamisch und respiratorisch stabilen Patientin zeigte einen Druck- und Klopfschmerz im Bereich der oberen Brustwirbelsäule. Es bestanden keine sensomotorischen Störungen.
- Es wurde die Indikation zur offenen Reposition und dorsalen Instrumentierung der BWK 4 Fraktur gestellt.
- Die Operation sollte mittels der CT-basierten Navigation durchgeführt werden. Es erfolgte die entsprechende Planung inklusive Veranlassung einer präoperativen Computertomographie.
- Vier Tage nach dem Unfallereignis wurde die Patientin mit einem Fixateur interne System, navigiert implantiert, unfallchirurgisch versorgt.
- Intraoperative Vorgehensweise:
  - Freilegung des 1.-6. Brustwirbelkörpers, es zeigt sich ein subkutanes Hämatom, der dorsale Bandapparat zwischen dem 3. und 4. BWK ist zerissen.

- Befestigung der Navigationsklemme am Dornfortsatz von BWK 3. Durchführung des „region based surface matching“, welches eine Genauigkeit von 0,6 mm ergibt.
- Präparation der Pedikel von BWK 2 und 3 mit der navigierten Ahle, Eindrehen von Schrauben von 5,2 mm Durchmesser und 30 mm Länge.
- Kontrolle mittels Bildwandler in seitlicher Richtung.
- Umsetzen der Navigationsklemme auf BWK 6, ebenfalls Durchführung des Matchings und Implantation von Pedikelschrauben an BWK 5 und 6 in oben genannter Weise.
- Anbringen von 2 Längsträgern, Reposition mit Repositionshilfe. Anbringen eines Querverbinders an BWK 3.
- Die postoperative CT-Kontrolle zeigte eine regelrechte Lage der implantierten Schrauben. Fehllagen wurden nicht beschrieben. Komplikationen traten nicht auf.
- Die Fissur am Wirbelbogen des 7. Halswirbelkörpers wurde konservativ-frühfunktionsell therapiert.
- Die Patientin konnte am 4. postoperativen Tag in die ambulante Weiterbehandlung entlassen werden.
- Nach einem Jahr wurde das osteosynthetische Material wiederum operativ entfernt.

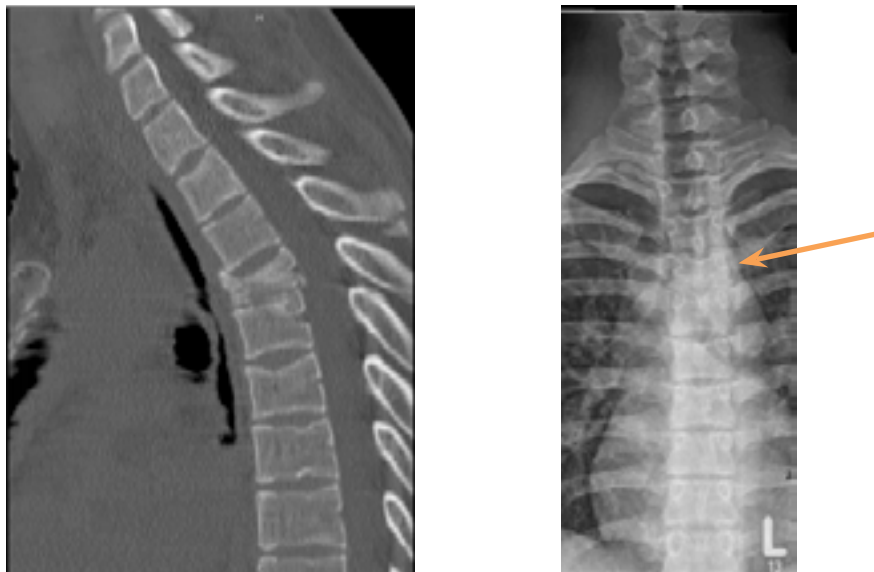
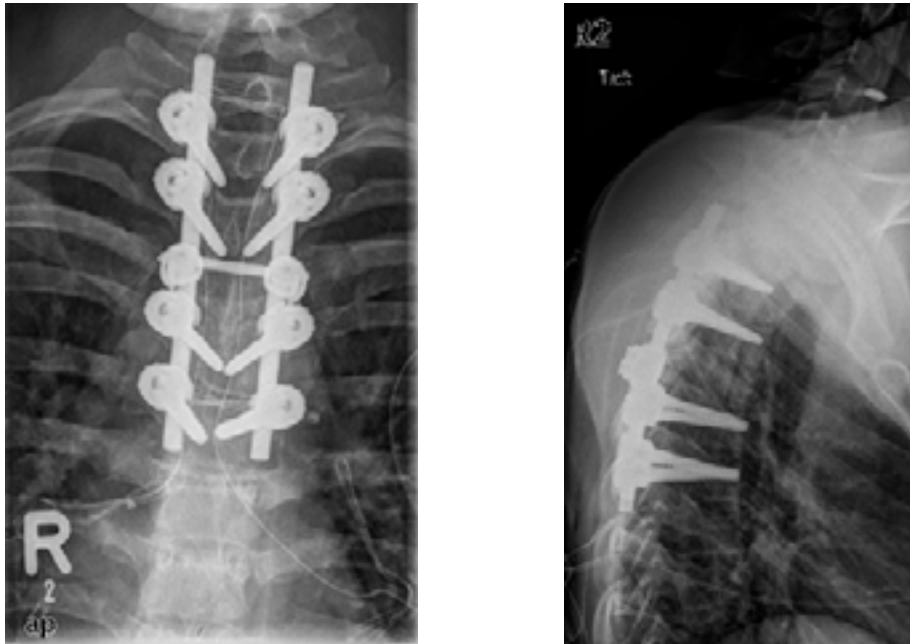


Abb. 3.14 präoperative CT und konventionelles Röntgenbild (ap) mit BWK 4 Fraktur



*Abb. 3.15 postoperatives konventionelles Röntgenbild des liegenden Fixateur interne (ap und lateral)*



*Abb. 3.16 postoperative CT, korrekt implantierte Schrauben an BWK 2*

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Schraubenlagen der konventionellen Technik

Mittels der konventionellen Technik, ohne Navigation und mit Anwendung eines Bildwandlers zur Detektion der Pedikel, der Schraubeneintrittspunkte und der Schraubenlage, wurden insgesamt 838 Schrauben eingebracht.

In der postoperativen CT waren 5,8% dieser Schrauben (49) hinsichtlich ihrer genauen Lage nicht beurteilbar. 620 Schrauben (78,6%) wiesen eine korrekte Lage zentral im Pedikel auf. Von einer Fehllage muss bei 169 Schrauben (21,4%) gesprochen werden.

| Schrauben<br>n | Nicht be-<br>urteilbare<br>Schrauben<br>n (%) | Beurteilte<br>Schrauben<br>n (%) | Korrekte<br>Lage n<br>(%) | Fehl-<br>lage n<br>(%) | Fehl-<br>lage  | <2<br>mm<br>n (%) | 2-4<br>mm<br>n (%) | 4-6<br>mm<br>n (%) | 6-8<br>mm<br>n (%) | >8<br>mm<br>n (%) |
|----------------|---|----------------------------------|---------------------------|------------------------|----------------|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|-------------------|
| 838            | 49 (5,8)                                      | 789 (100)                        | 620<br>(78,6)             | 169<br>(21,4)          | <b>medial</b>  | 13<br>(1,6)       | 14<br>(1,8)        | 3<br>(0,4)         | 2<br>(0,3)         | 1<br>(0,1)        |
|                |   |                                  |                           |                        | <b>lateral</b> | 59<br>(7,5)       | 57<br>(7,2)        | 17<br>(2,1)        | 2<br>(0,3)         | 1<br>(0,1)        |

Tab 4.1 Schraubenlage konventionelle Technik

33 (4,2%) Schrauben lagen zu weit medial, wobei der Großteil, 27 Schrauben, eine Deviation von maximal 4 mm zeigte. 136 (17,2%) Schrauben wurden als laterale Fehllage gewertet, auch hier überwogen die Abweichungen bis höchstens 4 mm mit 116 (14,7%) Schrauben denen der Grade bis oder über 8 mm (20 Schrauben; 2,5%).

| Lage/ BWK  | 1 | 2    | 3    | 4  | 5  | 6    | 7    | 8    | 9    | 10   | 11   | 12   |
|--|---|------|------|----|----|------|------|------|------|------|------|------|
| <b>Schrauben<br/>n</b>                                     | - | 14   | 30   | 32 | 50 | 59   | 95   | 90   | 114  | 117  | 116  | 72   |
| <b>Korrekte<br/>Lage n</b>                                 | - | 13   | 25   | 24 | 38 | 45   | 67   | 68   | 78   | 97   | 97   | 68   |
| <b>Korrekte<br/>Lage pro-<br/>zentual pro<br/>Wirbel %</b> | - | 92,9 | 83,3 | 75 | 76 | 76,3 | 70,5 | 75,6 | 68,4 | 82,9 | 83,6 | 94,4 |
| <b>Abweichung</b>  |   |      |      |    |    |      |      |      |      |      |      |      |
| <2 mm n  | - | -    | 2    | 2  | 5  | 8    | 14   | 8    | 14   | 8    | 10   | 1    |
| 2-4 mm n   | - | -    | 3    | 5  | 7  | 5    | 10   | 11   | 14   | 7    | 8    | 1    |
| 4-6 mm n   | - | 1    | -    | 1  | -  | 1    | 4    | 2    | 4    | 5    | 1    | 1    |
| 6-8 mm n   | - | -    | -    | -  | -  | -    | -    | -    | 3    | -    | -    | 1    |
| >8 mm n  | - | -    | -    | -  | -  | -    | -    | 1    | 1    | -    | -    | -    |

| Lage/ BWK                             | 1 | 2   | 3    | 4  | 5  | 6    | 7    | 8    | 9    | 10   | 11   | 12  |
|---------------------------------------|---|-----|------|----|----|------|------|------|------|------|------|-----|
| <b>Fehllagen<br/>gesamt n</b>         | - | 1   | 5    | 8  | 12 | 14   | 28   | 22   | 36   | 20   | 19   | 4   |
| <b>Fehllagen<br/>pro Wirbel<br/>%</b> | - | 7,1 | 16,7 | 25 | 24 | 23,7 | 29,5 | 24,4 | 31,6 | 17,1 | 16,4 | 5,6 |
| <b>Fehllagen<br/>&lt;2 mm n</b>       | - | -   | 2    | 2  | 5  | 8    | 14   | 8    | 14   | 8    | 10   | 1   |
| <b>Fehllagen<br/>&gt;2 mm n</b>       | - | 1   | 3    | 6  | 7  | 6    | 4    | 14   | 22   | 12   | 9    | 3   |

*Tab. 4.2 Schraubenlage konventionelle Technik mit Unterteilung der Wirbel*

Bei Gebrauch der konventionellen Technik wurden am 9., 10. und 11. Brustwirbel die meisten Schrauben implantiert. In die Pedikel des 1. Brustwirbels wurden 8 Schrauben eingebracht, allerdings entgingen diese aufgrund einer unzureichenden Bildqualität in der CT einer Beurteilung und konnten somit in die Auswertung nicht mit einbezogen werden.

Die größte Rate an korrekt gesetzten Schrauben war am 12. Brustwirbel mit 94,4% zu verzeichnen, gefolgt vom 2. Brustwirbel mit 92,9% korrekt gesetzten Schrauben. Am 9. Brustwirbel war in dieser Studie die Fehllagenrate am höchsten, denn 36 Schrauben und somit 31,6% der beurteilten Schrauben mussten als Fehllage gewertet werden.

72 (9,1%) Schrauben zeigten eine Abweichung von bis zu 2 mm, 97 (12,3%) Schrauben eine Abweichung von mehr als 2 mm. Es traten 4 (0,5%) Schraubenfehllagen auf, welche in die 6 und 8 mm Gruppe fielen. 2 (0,2%) Schrauben wiesen eine Deviation von mehr als 8 mm in der postoperativen computertomographischen Untersuchung auf.

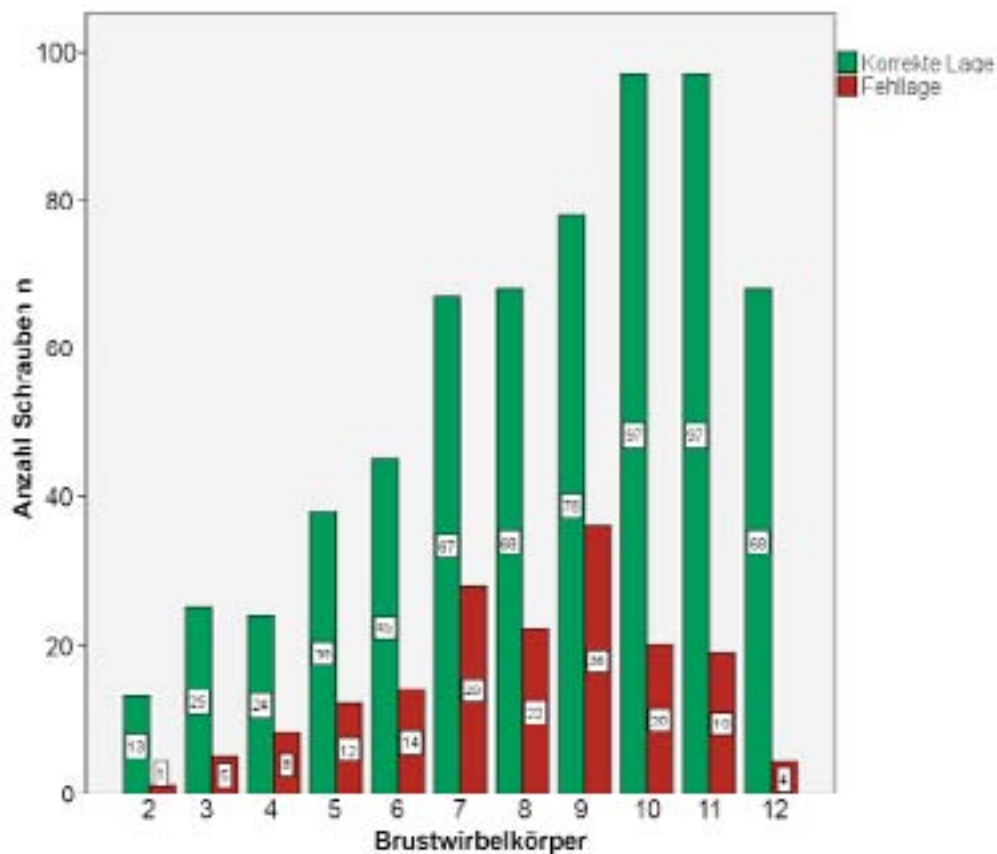


Abb. 4.1 Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei der konventionellen Technik

## 4.2 Schraubenlagen CT-basierte Navigation

Mittels der computertomographie-basierten Navigation wurden in dieser Studie 162 Schrauben in die Pedikel der Brustwirbel eingesetzt. Auch hier musste postoperativ auf eine Auswertung von 6 (3,7%) Schrauben verzichtet werden, da diese nicht mit ausreichender Genauigkeit beurteilt werden konnten. Somit wurde bei 156 implantierten Schrauben eine Fehl-lagenrate von 27,6% (43 Schrauben) ermittelt, die korrekte Lage wurde bei 113 Schrauben (72,4%) festgestellt.

| Schrauben<br>n | Nicht be-<br>urteilbare<br>Schrauben<br>n (%) | Beurteilte<br>Schrauben<br>n (%) | Korrekte<br>Lage n<br>(%) | Fehl-<br>lage n<br>(%) | Fehl-<br>lage | <2<br>mm<br>n (%) | 2-4<br>mm<br>n (%) | 4-6<br>mm<br>n (%) | 6-8<br>mm<br>n (%) | >8<br>mm<br>n (%) |
|----------------|---|----------------------------------|---------------------------|------------------------|---------------|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|-------------------|
| 162            | 6 (3,7)                                       | 156 (100)                        | 113<br>(72,4)             | 43<br>(27,6)           | medial        | 2<br>(1,3)        | 1<br>(0,6)         | -                  | -                  | -                 |
|                |   |                                  |                           |                        | lateral       | 27<br>(17,4)      | 12<br>(7,7)        | 1<br>(0,6)         | -                  | -                 |

Tab. 4.3 Schraubenlage CT-basierte Navigation

Es traten 3 (1,9%) mediale Abweichungen auf, die lateralen Abweichungen überwogen deutlich mit 40 (25,7%) Schrauben. Ebenso überwogen die Abweichungen bis 2 mm und es traten keine Fehllagen mit Abweichungen von mehr als 6 mm auf.

| Lage/ BWK                                    | 1   | 2  | 3  | 4  | 5    | 6    | 7  | 8    | 9    | 10   | 11 | 12  |
|--|-----|----|----|----|------|------|----|------|------|------|----|-----|
| <b>Schrauben n</b>                           | 2   | 8  | 10 | 20 | 22   | 22   | 28 | 21   | 13   | 8    | -  | 2   |
| <b>Korrekte Lage n</b>                       | 2   | 6  | 9  | 10 | 17   | 16   | 21 | 14   | 9    | 7    | -  | 2   |
| <b>Korrekte Lage prozentual pro Wirbel %</b> | 100 | 75 | 90 | 50 | 77,3 | 72,7 | 75 | 66,7 | 69,2 | 87,5 | -  | 100 |
| <b>Abweichung</b>                            |     |    |    |    |      |      |    |      |      |      |    |     |
| <2 mm n                                      | -   | 1  | 1  | 6  | 4    | 1    | 7  | 5    | 3    | 1    | -  | -   |
| 2-4 mm n                                     | -   | 1  | -  | 4  | 1    | 4    | -  | 2    | 1    | -    | -  | -   |
| 4-6 mm n                                     | -   | -  | -  | -  | -    | 1    | -  | -    | -    | -    | -  | -   |
| 6-8 mm n                                     | -   | -  | -  | -  | -    | -    | -  | -    | -    | -    | -  | -   |
| >8 mm n                                      | -   | -  | -  | -  | -    | -    | -  | -    | -    | -    | -  | -   |
| <b>Fehllagen gesamt n</b>                    | -   | 2  | 1  | 10 | 5    | 6    | 7  | 7    | 4    | 1    | -  | -   |
| <b>Fehllagen pro Wirbel %</b>                | -   | 25 | 10 | 50 | 22,7 | 27,3 | 25 | 33,3 | 30,8 | 12,5 | -  | -   |
| <b>Fehllagen &lt;2 mm n</b>                  | -   | 1  | 1  | 6  | 4    | 1    | 7  | 5    | 3    | 1    | -  | -   |
| <b>Fehllagen &gt;2 mm n</b>                  | -   | 1  | -  | 4  | 1    | 5    | -  | 2    | 1    | -    | -  | -   |

Tab. 4.4 Schraubenlage CT-basierte Navigation mit Unterteilung der Wirbel

Am 11. Brustwirbel wurden mittels der CT-basierten Navigation keine Schrauben eingebracht. Die meiste Anwendung fand diese Art der Navigation im mittleren thorakalen Bereich an den Brustwirbeln 5-8. Am 8. Brustwirbel war die Fehllagenrate mit 33,3% (7 Schrauben) hoch, am höchsten war sie jedoch am 4. BWK. Hier wurden 50% (10) der Schrauben als Fehllage definiert.

Am ersten und zwölften Brustwirbel wurden jeweils nur 2 Schrauben eingebracht, alle zeigten eine korrekte Lage zentral im Pedikel.

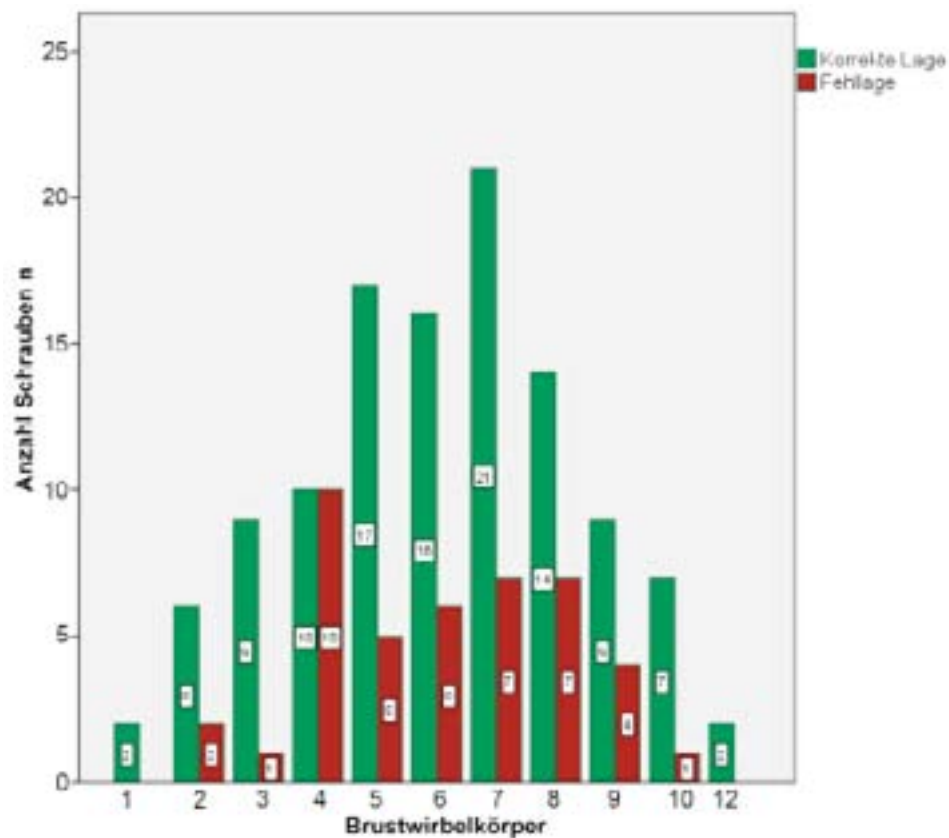


Abb. 4.2 Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei der CT-basierten Navigation

### 4.3 Schraubenlagen 3D-C-Arm Navigation

Die 3D-C-Arm Navigation wurde bei 379 Schraubenimplantationen angewandt. Alle diese konnten im postoperativen CT hinreichend gut beurteilt werden, somit mussten bei diesem Verfahren keine Schrauben von der Auswertung ausgeschlossen werden.

| Schrauben<br>n | Nicht be-<br>urteilbare<br>Schrauben<br>n (%) | Beurteilte<br>Schrauben<br>n (%) | Korrekte<br>Lage n<br>(%) | Fehl-<br>lage n<br>(%) | Fehl-<br>lage | <2<br>mm<br>n (%) | 2-4<br>mm<br>n (%) | 4-6<br>mm<br>n (%) | 6-8<br>mm<br>n (%) | >8<br>mm<br>n (%) |
|----------------|---|----------------------------------|---------------------------|------------------------|---------------|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|-------------------|
| 379            | -   | 379 (100)                        | 359<br>(94,7)             | 20<br>(5,3)            | medial        | 6<br>(1,6)        | -                  | -                  | -                  | -                 |
|                |   |                                  |                           |                        | lateral       | 12<br>(3,2)       | 2<br>(0,5)         | -                  | -                  | -                 |

Tab. 4.5 Schraubenlage 3D-C-Arm Navigation



Die korrekte Lage im Pedikel wurde bei 359 (94,7%) Schrauben ermittelt, eine Fehllage lag bei 20 (5,3%) vor. Die lateralen Fehllagen überwogen mit 14 (3,7%) Schrauben denen der medialen Abweichungen mit 6 (1,6%) Schrauben. Die meisten Abweichungen traten in der Gruppe bis 2 mm auf, nur 2 (0,5%) Schrauben wurden als Fehllage von mehr als 2 mm und weniger als 4 mm gewertet. Es traten keine Abweichungen größer als 4 mm auf.

| Lage/ BWK                                    | 1   | 2    | 3    | 4    | 5    | 6    | 7    | 8    | 9    | 10  | 11 | 12 |
|--|-----|------|------|------|------|------|------|------|------|-----|----|----|
| <b>Schrauben n</b>                           | 10  | 32   | 44   | 44   | 68   | 80   | 37   | 26   | 28   | 10  | -  | -  |
| <b>Korrekte Lage n</b>                       | 10  | 30   | 41   | 41   | 63   | 78   | 36   | 24   | 26   | 10  | -  | -  |
| <b>Korrekte Lage prozentual pro Wirbel %</b> | 100 | 93,7 | 93,2 | 93,2 | 92,6 | 97,5 | 97,3 | 92,3 | 92,9 | 100 | -  | -  |
| <b>Abweichung</b>                            |     |      |      |      |      |      |      |      |      |     |    |    |
| <2 mm n                                      | -   | 2    | 2    | 3    | 5    | 1    | 1    | 2    | 2    | -   | -  | -  |
| 2-4 mm n                                     | -   | -    | 1    | -    | -    | 1    | -    | -    | -    | -   | -  | -  |
| 4-6 mm n                                     | -   | -    | -    | -    | -    | -    | -    | -    | -    | -   | -  | -  |
| 6-8 mm n                                     | -   | -    | -    | -    | -    | -    | -    | -    | -    | -   | -  | -  |
| >8 mm n                                      | -   | -    | -    | -    | -    | -    | -    | -    | -    | -   | -  | -  |
| <b>Fehllagen gesamt n</b>                    | -   | 2    | 3    | 3    | 5    | 2    | 1    | 2    | 2    | -   | -  | -  |
| <b>Fehllagen pro Wirbel %</b>                | -   | 6,3  | 6,8  | 6,8  | 7,5  | 2,5  | 2,7  | 8,3  | 7,1  | -   | -  | -  |
| <b>Fehllagen &lt;2 mm n</b>                  | -   | 2    | 2    | 3    | 5    | 1    | 1    | 2    | 2    | -   | -  | -  |
| <b>Fehllagen &gt;2 mm n</b>                  | -   | -    | 1    | -    | -    | 1    | -    | -    | -    | -   | -  | -  |

Tab. 4.6 Schraubenlage 3D-C-Arm Navigation mit Unterteilung der Wirbel

Die meisten Schrauben wurden am 6. Brustwirbel implantiert, keine hingegen am 11. und 12. Brustwirbel. Die Rate der korrekt platzierten Schrauben war am 1. und 10. Brustwirbel am höchsten, hier traten keine Fehllagen auf. Der Anteil an Fehllagen war an keinem Wirbel höher als 8,3% (2 Schrauben), dieser Wert trat am 8. Brustwirbel auf.

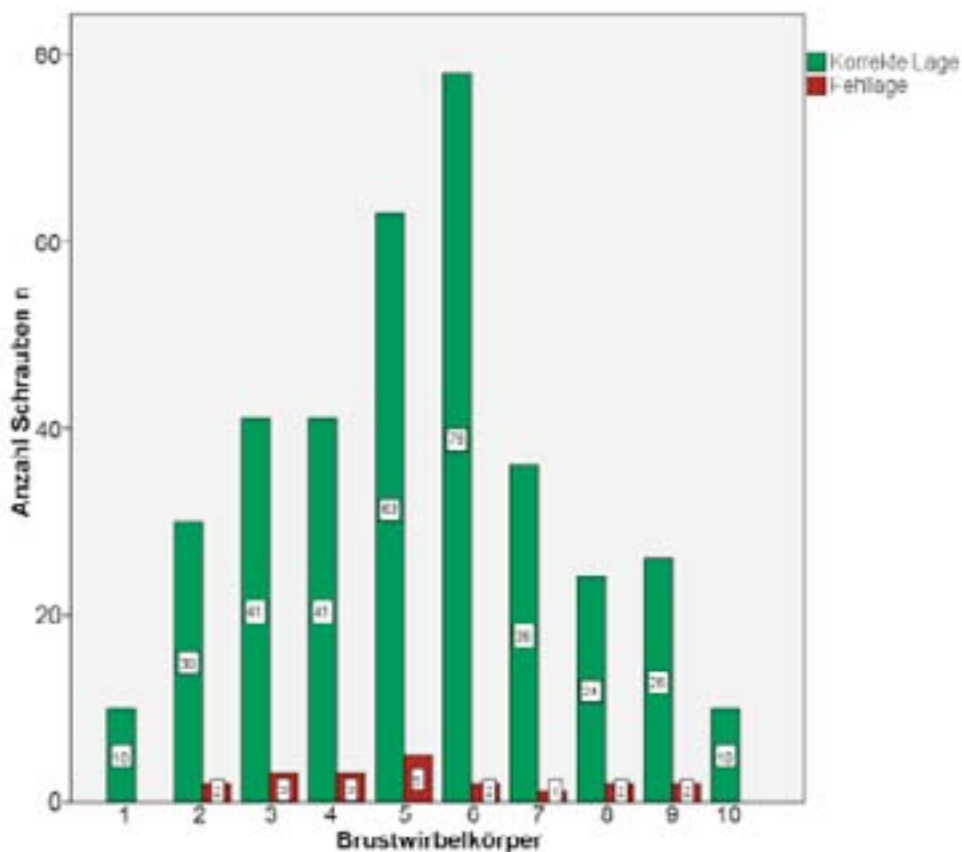


Abb. 4.3 Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei der 3D-C-Arm Navigation

#### 4.4 Vergleich der Schraubenlagen bei den verschiedenen Verfahren

Im Vergleich dieser 3 Verfahren der intraoperativen Bildgebung und Navigation zeigten sich verschiedenen Werte für die Rate an korrekt in den Pedikeln liegende Schrauben und denen die fehlplatziert sind.

Die alleinige Anwendung des Bildwandlers führte zu einer Fehllagenrate von 21,4%. Bei der CT-basierten Navigation musste die Rate an nicht korrekt liegenden Schrauben mit 27,6% angegeben werden. Die 3D-C-Arm Navigation brachte Fehllagen von 5,3% mit sich.

Die Fehllagenrate der drei Verfahren ist nach dem Chi-Quadrat-Test signifikant verschieden mit einem  $p < 0,001$ .

| Lage/ Verfahren      | Konventionell n= 789 |      | CT-basierte Navigation n= 156 |      | 3D-C-Arm Navigation n= 379 |      |
|----------------------|----------------------|------|-------------------------------|------|----------------------------|------|
|                      | n                    | %    | n                             | %    | n                          | %    |
| <b>Korrekte Lage</b> | 620                  | 78,6 | 113                           | 72,4 | 359                        | 94,7 |
| <b>Abweichung</b>    |                      |      |                               |      |                            |      |
| <2 mm                | 72                   | 9,1  | 29                            | 18,6 | 18                         | 4,7  |
| 2-4 mm               | 71                   | 9    | 13                            | 8,4  | 2                          | 0,5  |
| 4-6 mm               | 20                   | 2,5  | 1                             | 0,6  | -                          | -    |
| 6-8 mm               | 4                    | 0,5  | -                             | -    | -                          | -    |
| >8 mm                | 2                    | 0,3  | -                             | -    | -                          | -    |
| <b>Summe</b>         | 169                  | 21,4 | 43                            | 27,6 | 20                         | 5,3  |
| <b>Abweichung</b>    |                      |      |                               |      |                            |      |

Tab. 4.7 Vergleich der Schraubenlagen bei den drei Verfahren

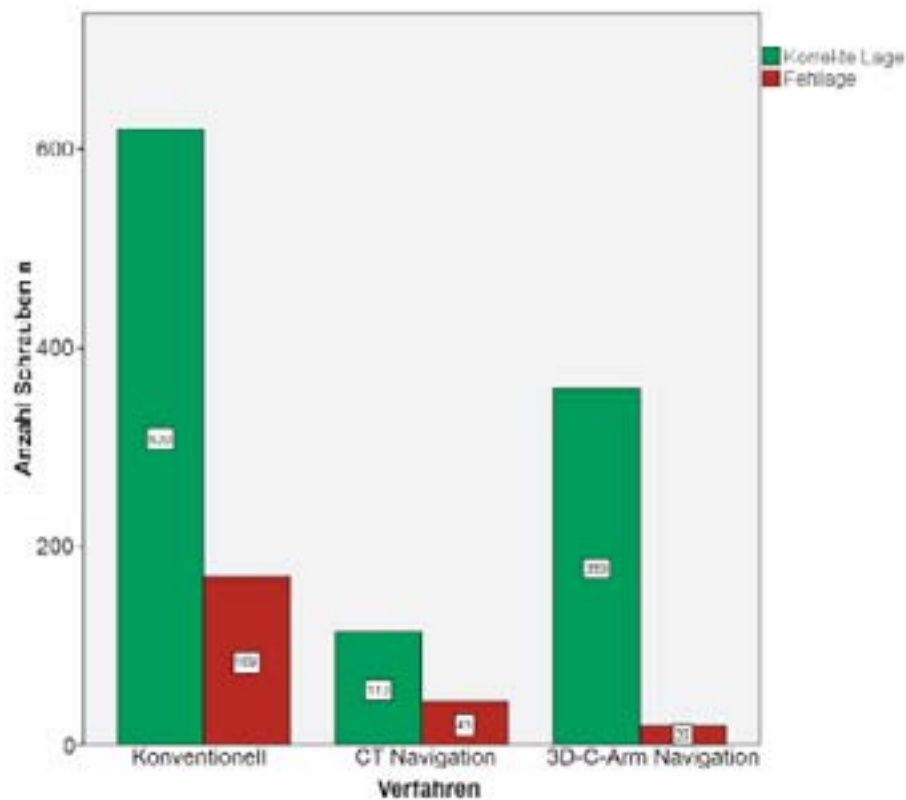


Abb. 4.4 Graphische Gegenüberstellung der Schraubenlagen bei den drei Verfahren

## 4.5 Vergleich der Wirbelkörperhöhen

Zur genaueren Betrachtung der Fehl原因 bei unterschiedlichen Wirbelkörperhöhen wurde eine Unterteilung in die Brustwirbel 1-4, 5-8 und 9-12 vorgenommen. Der Anteil an nicht beurteilbaren Schrauben wird in dieser Auswertung nicht mit erwähnt.

### 4.5.1 Brustwirbel 1-4

|  | Konventionell | CT-basierte Navigation | 3D-C-Arm Navigation |
|--|---------------|------------------------|---------------------|
| Schrauben BWK 1-12 n   | 789           | 156                    | 379                 |
| Schrauben BWK 1-4 n (%)  | 76 (9,6)      | 40 (25,6)              | 130 (34,3)          |
| Korrekte Schraubenlage BWK 1-4 n (%)                                 | 62 (81,6)     | 27 (67,5)              | 122 (93,8)          |
| Abweichungen BWK 1-4 n (%)   | 14 (14,4)     | 13 (32,5)              | 8 (6,2)             |
| Anteil der Abweichungen BWK 1-4 an allen Abweichungen BWK 1-12 n (%) | 14/169 (8,3)  | 13/43 (29,5)           | 8/20 (40)           |

Tab. 4.8 Schraubenlagen Brustwirbelkörper 1-4

An den Brustwirbeln 1-4 wurden in dieser Studie mittels der konventionellen Technik 76 Schrauben eingebracht, bezogen auf alle mit dem Bildwandler implantierten sind das 9,6%.

Bezogen auf die Navigation ergeben sich 25,6% (CT-basiert) und 34,3% (3D-C-Arm) Schrauben die an diesen Wirbeln implantiert wurden. Eine korrekte Schraubenlage zeigte sich in 81,6% (62 Schrauben) der Fälle bei der konventionellen Technik, in 67,5% (27 Schrauben) der Fälle bei der CT-basierten und in 93,8% (122 Schrauben) bei der 3D-C-Arm Navigation. Die höchste Abweichungsrate an den Wirbeln 1-4 war bei der CT-basierten Navigation mit 32,5% (13) fehlplatzierten Schrauben zu verzeichnen, wohingegen die 3D-C-Arm Navigation hier ein Rate an nicht korrekt liegenden Schrauben von 6,2% (8) bringt.

Der Unterschied war im Chi-Quadrat-Test nach Pearson und im exakten Test nach Fisher signifikant mit  $p < 0,001$ .

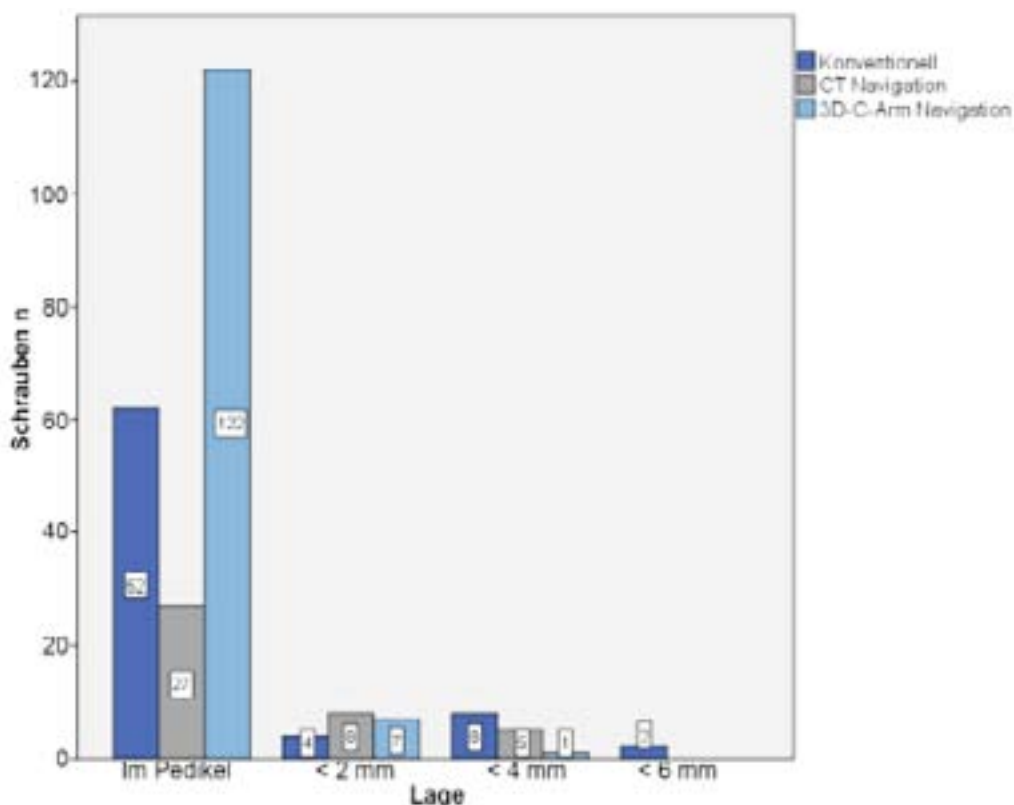


Abb. 4.5 Graphische Darstellung der Schraubenlagen an BWK 1-4

#### 4.5.2 Brustwirbel 5-8

|  | Konventionell | CT-basierte Navigation | 3D-C-Arm Navigation |
|--|---------------|------------------------|---------------------|
| Schrauben BWK 1-12 n   | 789           | 156                    | 379                 |
| Schrauben BWK 5-8 n (%)  | 294 (37,3)    | 93 (59,6)              | 211 (55,7)          |
| Korrekte Schraubenlage BWK 5-8 n (%)                                 | 218 (74,1)    | 68 (73,1)              | 201 (95,3)          |
| Abweichungen BWK 5-8 n (%)   | 76 (25,9)     | 25 (26,9)              | 10 (4,7)            |
| Anteil der Abweichungen BWK 5-8 an allen Abweichungen BWK 1-12 n (%) | 76/169 (45)   | 25/43 (58,1)           | 10/20 (50)          |

Tab. 4.9 Schraubenlagen Brustwirbelkörper 5-8

Die Brustwirbel 5-8 wurden in dieser Studie besonders häufig mittels der Navigationsverfahren mit Pedikelschrauben besetzt. 59,6% (93) der mit der CT-basierten Navigation und 55,7% (211) der mit der 3D-C-Arm Navigation insgesamt eingebrachten Schrauben fanden sich in diesen vier Brustwirbeln. Die korrekte Lage und die Fehllagen zeigten ähnliche Werte bei der konventionellen Technik und der CT-basierten Navigation mit Abweichungsraten von 25,9 und 26,9%, hingegen wies die 3D-C-Arm Navigation die niedrigste Fehllagenrate mit 4,7% (10 Schrauben) auf. Der Unterschied der 3 Verfahren hinsichtlich der korrekt liegenden Schrauben und der Fehllagen war im Chi-Quadrat-Test nach Pearson und im exakten Test nach Fisher signifikant verschieden mit  $p < 0,001$ .

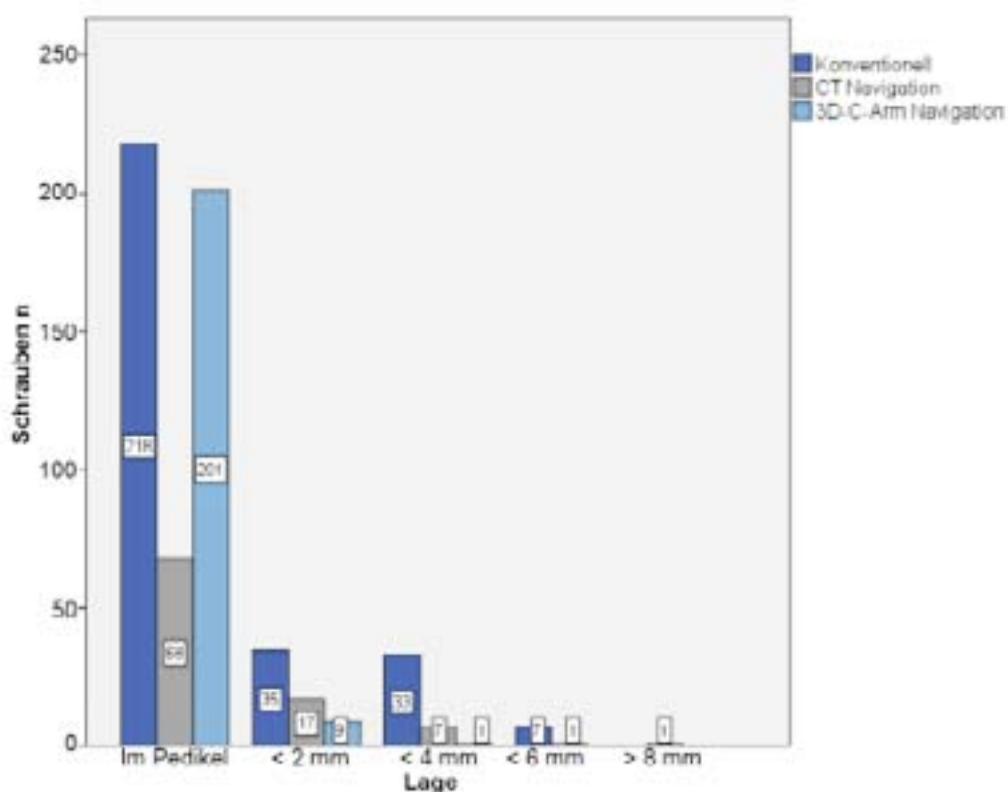


Abb. 4.6 Graphische Darstellung der Schraubenlagen an BWK 5-8

#### 4.5.3 Brustwirbel 9-12

|   | Konventionell | CT-basierte Navigation | 3D-C-Arm Navigation |
|---|---------------|------------------------|---------------------|
| Schrauben BWK 1-12 n  | 789           | 156                    | 379                 |
| Schrauben BWK 9-12 n (%)  | 419 (53,1)    | 23 (14,7)              | 38 (10)             |
| Korrekte Schraubenlage BWK 9-12 n (%)                                 | 340 (81,1)    | 18 (78,3)              | 36 (94,7)           |
| Abweichungen BWK 9-12 n (%)   | 79 (18,9)     | 5 (21,7)               | 2 (5,3)             |
| Anteil der Abweichungen BWK 9-12 an allen Abweichungen BWK 1-12 n (%) | 79/169 (46,7) | 5/43 (11,6)            | 2/20 (10)           |

Tab. 4.10 Schraubenlagen Brustwirbelkörper 9-12

Die meisten Schrauben an den Brustwirbeln 9-12 wurden mit der konventionellen Technik eingebracht und auch insgesamt wurde mit 419 (53,1%) Schrauben die konventionelle Technik an diesen Wirbeln und in dieser Studie bevorzugt genutzt. Nur wenige Schrauben wurden navigiert eingebracht, trotzdem lag die Fehllagenrate bei der CT-basierten Navigation bei 21,7% (5 Schrauben), hingegen bei der 3D-C-Arm Navigation bei 5,3% (2 Schrauben) und bei der konventionellen Technik bei 18,9% (79 Schrauben). Der Unterschied der Fehllagenrate an den Brustwirbeln 9-12 war im Chi-Quadrat-Test nach Pearson und im exakten Test nach Fisher nicht signifikant ( $p = 0,538$  und  $p = 0,522$ ). Dies erklärt sich durch die geringe Anzahl an navigiert eingebrachten Schrauben.

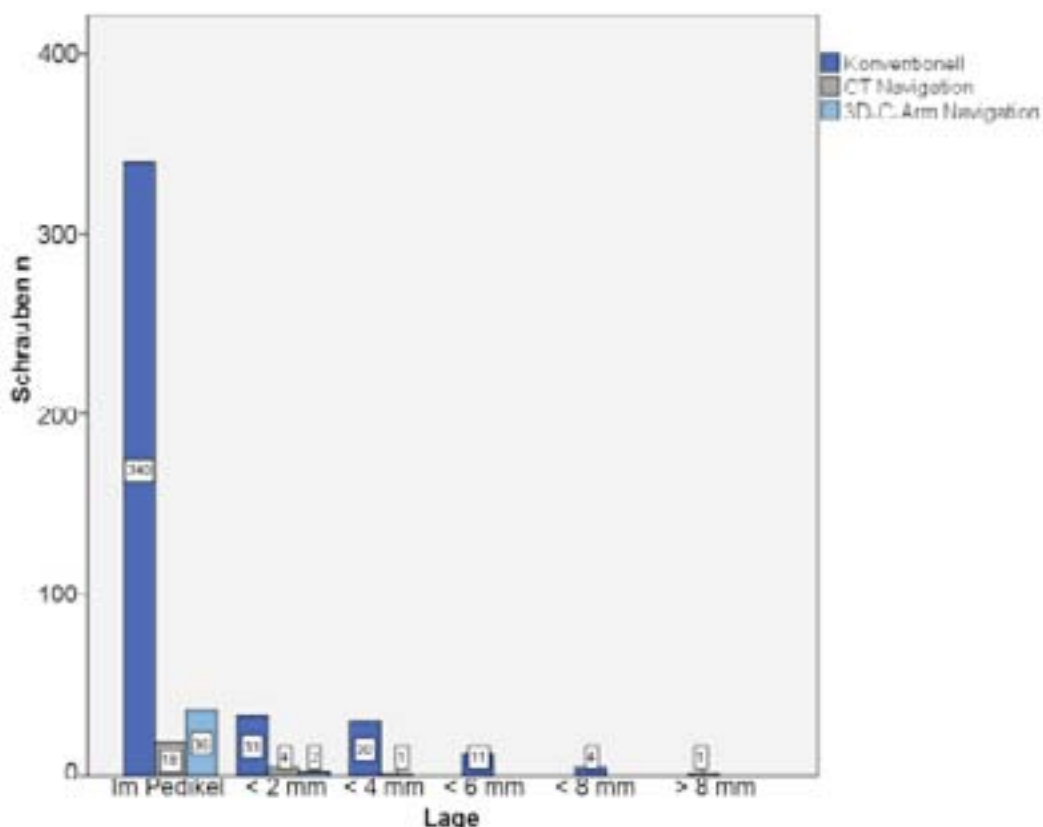


Abb. 4.7 Graphische Darstellung der Schraubenlagen an BWK 9-12

#### 4.5.4 Vergleich der Wirbelhöhen innerhalb der Techniken

Zur weiteren Differenzierung wurden die Lagen der Schrauben bei verschiedenen Wirbelabschnitten innerhalb der einzelnen Techniken unterschieden und miteinander verglichen.

##### Konventionelle Technik und verschiedene Wirbelhöhen

|               |                | Korrekte Lage | Fehllage   | Gesamt    |
|---------------|----------------|---------------|------------|-----------|
| Wirbelbereich | BWK 1-4 n (%)  | 62 (81,6)     | 14 (18,4)  | 76        |
|               | BWK 5-8 n (%)  | 218 (74,1)    | 76 (25,9)  | 294       |
|               | BWK 9-12 n (%) | 340 (81,1)    | 79 (18,9)  | 419       |
| Gesamt n (%)  |                | 620 (78,6)    | 169 (21,4) | 789 (100) |

Tab. 4.11 Vergleich bei verschiedenen Wirbelhöhen bei der konventionellen Technik

Bei Anwendung der konventionellen Technik zeigte sich die höchste Fehllagenrate bei den Brustwirbeln 5 bis 8 mit 76 Schrauben (26,9%).

Der Unterschied war im Chi-Quadrat-Test nach Pearson und im exakten Test nach Fisher nicht signifikant mit einem  $p = 0,065$  bzw.  $p = 0,067$ .

#### CT-basierte Technik und verschiedene Wirbelhöhen

|               |                | Korrekte Lage | Fehllage  | Gesamt    |
|---------------|----------------|---------------|-----------|-----------|
| Wirbelbereich | BWK 1-4 n (%)  | 27 (67,5)     | 13 (32,5) | 40        |
|               | BWK 5-8 n (%)  | 68 (73,1)     | 25 (26,8) | 93        |
|               | BWK 9-12 n (%) | 18 (78,3)     | 5 (21,7)  | 23        |
| Gesamt n (%)  |                | 113 (72,4)    | 43 (27,6) | 156 (100) |

Tab. 4.12 Vergleich bei verschiedenen Wirbelhöhen bei der CT-basierten Navigation

Bei Anwendung der CT-basierten Navigation zeigte sich die höchste Fehllagenrate bei den Brustwirbeln 1 bis 4 mit 13 Schrauben (32,5%).

Der Unterschied war im Chi-Quadrat-Test nach Pearson und im exakten Test nach Fisher nicht signifikant mit einem  $p = 0,637$  bzw.  $p = 0,62$

#### 3D-C-Arm Navigation und verschiedene Wirbelhöhen

|               |                | Korrekte Lage | Fehllage | Gesamt    |
|---------------|----------------|---------------|----------|-----------|
| Wirbelbereich | BWK 1-4 n (%)  | 122 (93,8)    | 8 (6,2)  | 130       |
|               | BWK 5-8 n (%)  | 201 (95,3)    | 10 (4,7) | 211       |
|               | BWK 9-12 n (%) | 36 (94,7)     | 2 (5,3)  | 38        |
| Gesamt n (%)  |                | 359 (94,7)    | 20 (5,3) | 379 (100) |

Tab. 4.13 Vergleich bei verschiedenen Wirbelhöhen bei der 3D-C-Arm Navigation

Bei Anwendung der 3D-C-Arm Navigation zeigte sich die höchste Fehllagenrate bei den Brustwirbeln 1 bis 4 mit 8 Schrauben (6,2%).

Der Unterschied war im Chi-Quadrat-Test nach Pearson und im exakten Test nach Fisher nicht signifikant mit einem  $p = 0,851$  bzw.  $p = 0,841$ .

## 4.6 Auswertung der Lagen bei der 3D-C-Arm Navigation über die Zeit

Die Ergebnisse der Schraubenlagen des 3D-C-Arm Navigationsverfahrens wurden in 4 Phasen unterteilt, um eine Tendenz möglicher verbesserter Ergebnisse festzustellen. Die vier Phasen entsprechen den Jahren 2007 bis 2010. Die Einteilung der Phasen erfolgte, da bei Anwendung eines Navigationssystems oft von einer Lernkurve ausgegangen wird und mit zunehmender Erfahrung und Gebrauch des Systems optimiertere Resultate zu erzielen sind (Jarvers et al., 2011).

|                |   | 1.Phase 2007 | 2.Phase 2008 | 3.Phase 2009 | 4.Phase 2010 |
|----------------|---|--------------|--------------|--------------|--------------|
| Schrauben      | n | 91           | 86           | 94           | 108          |
| Korrekte Lagen | n | 86           | 82           | 83           | 108          |
|                | % | 94,5         | 95,3         | 88,3         | 100          |
| Fehllagen      | n | 5            | 4            | 11           | 0            |
|                | % | 5,5          | 4,7          | 11,7         | 0            |

Tab. 4.14 Ergebnisse der Schraubenlagen über die Zeit

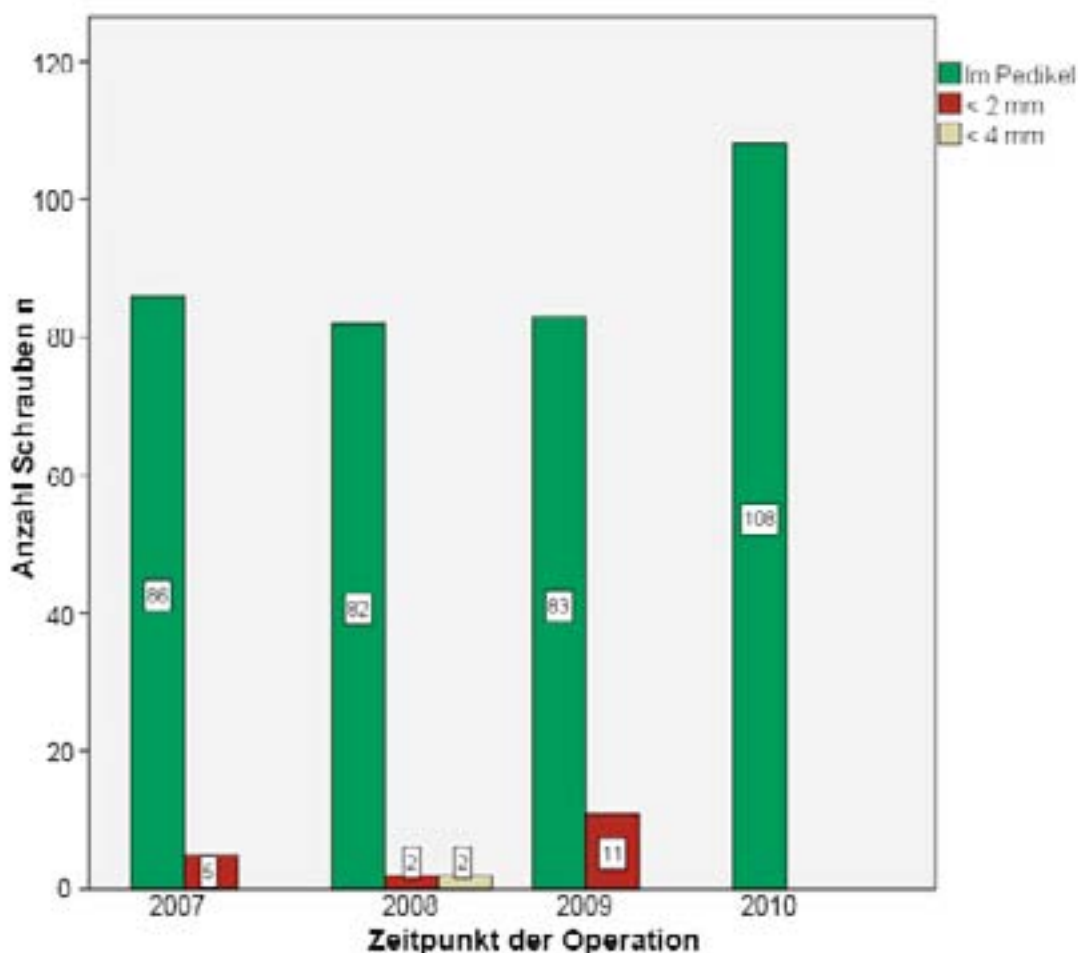


Abb. 4.8 Graphische Darstellung der Ergebnisse über die Zeit

In Phase 4 traten in dieser Studie keine Fehllagen auf, wohingegen Phase 1 und Phase 2 ähnliche Zahlen an korrekt liegenden Schrauben aufwiesen. In Phase 3 war die Fehllagenrate am höchsten mit 11,7% (11 Schrauben). Der Unterschied war im Chi-Quadrat-Test nach Pearson signifikant mit  $p < 0,001$ .

#### 4.7 Fehllagen bei den verschiedenen Operationsindikationen

Die Lagen und Fehllagen wurden zusätzlich hinsichtlich ihrer Operationsindikation und genauer in die jeweiligen Verfahren bei den verschiedenen Indikationen unterteilt.

Der Anteil an nicht beurteilbaren Schrauben wurde in diese Auswertung nicht mit einbezogen.



|                          | Fraktur    | Metastase/ Tumor | Spondylodiszitis |
|--------------------------|------------|------------------|------------------|
| <b>Schrauben n</b>       | 881        | 332              | 111              |
| <b>Korrekte Lage (%)</b> | 710 (80,6) | 291 (87,7)       | 91 (82)          |
| <b>Fehllagen n (%)</b>   | 171 (19,4) | 41 (12,3)        | 20 (18)          |

Tab. 4.15 Schraubenlagen bei verschiedenen Operationsindikationen

Die drei Operationsindikationen Fraktur, Tumor bzw. Metastase und Spondylodiszitis führten zur Implantation von 881, 332 und 111 beurteilbaren Schrauben. Die Rate an korrekt platzierten Schrauben wurde mit 80,6% (710 Schrauben) für die Frakturen, 87,7% (291 Schrauben) für Tumore und 82% (91 Schrauben) für Spondylodiszitiden ermittelt, die Fehllagenrate lag zwischen 12,3 und 19,4%.

Der Unterschied hinsichtlich der Anzahl an Fehllagen bei den verschiedenen Erkrankungen war im Chi-Quadrat-Test nach Pearson signifikant ( $p < 0,015$ ).

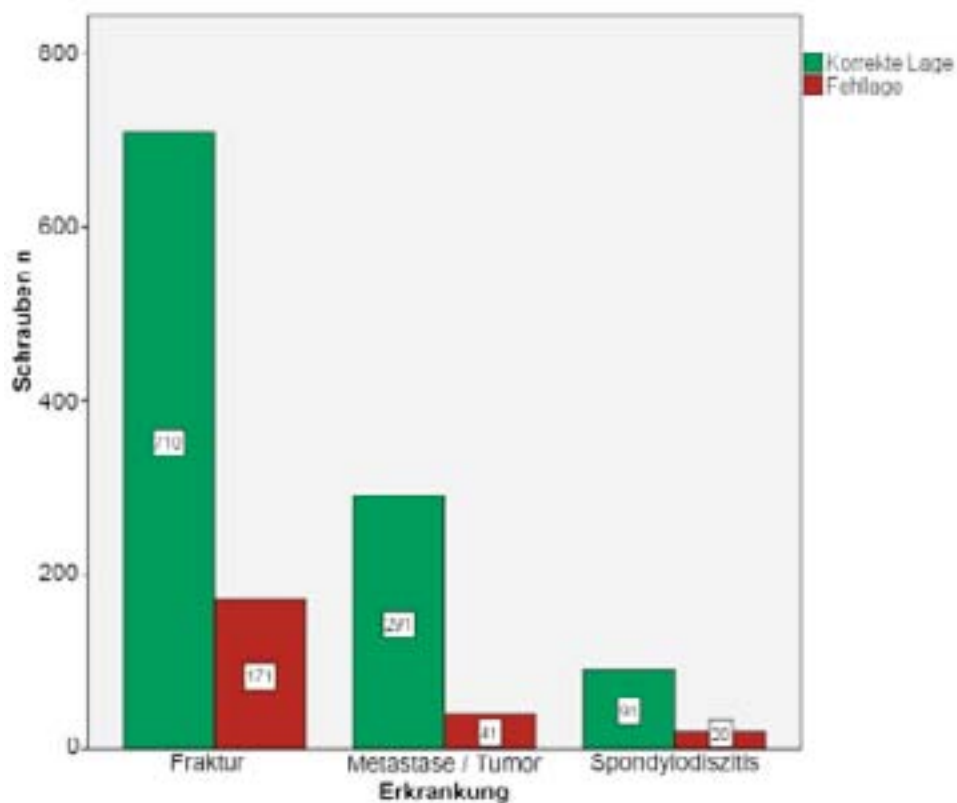


Abb. 4.9 Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei den verschiedenen Erkrankungen

#### 4.7.1 Fraktur

Im folgenden wird nur die Entität „Fraktur“ untersucht und die Ergebnisse der Schraubenlagen bei den drei Verfahren verglichen.

| Lage/ Verfahren             | Konventionell | CT-basierte Navigation | 3D-C-Arm Navigation |
|-----------------------------|---------------|------------------------|---------------------|
| Schrauben n                 | 529           | 124                    | 228                 |
| Korrekte Lage (%)           | 412 (77,9)    | 90 (72,6)              | 208 (91,2)          |
| Fehllagen n (%)             | 117 (22,1)    | 34 (27,4)              | 20 (8,8)            |
| Anteil an allen Fehllagen % | 69,2          | 79,1                   | 100                 |

Tab. 4.16 Schraubenlagen bei Frakturen

Bei den Frakturen der Brustwirbelsäule zeigte sich eine Fehllagenrate von 22,1% (117 Schrauben) bei der konventionellen Technik und von 27,4% (34) bzw. 8,8% (20 Schrauben) bei den beiden Navigationsverfahren. Analog zu dieser am häufigsten zu verzeichnenden Operationsindikation in dieser Studie war auch der Anteil an Fehllagen bei den Frakturen bezogen auf alle registrierten Fehllagen in der Mehrzahl, bei der 3D-C-Arm Navigation wurden schließlich nur in dieser Gruppe Fehllagen festgestellt. Der Unterschied war mit  $p < 0,001$  statistisch signifikant.

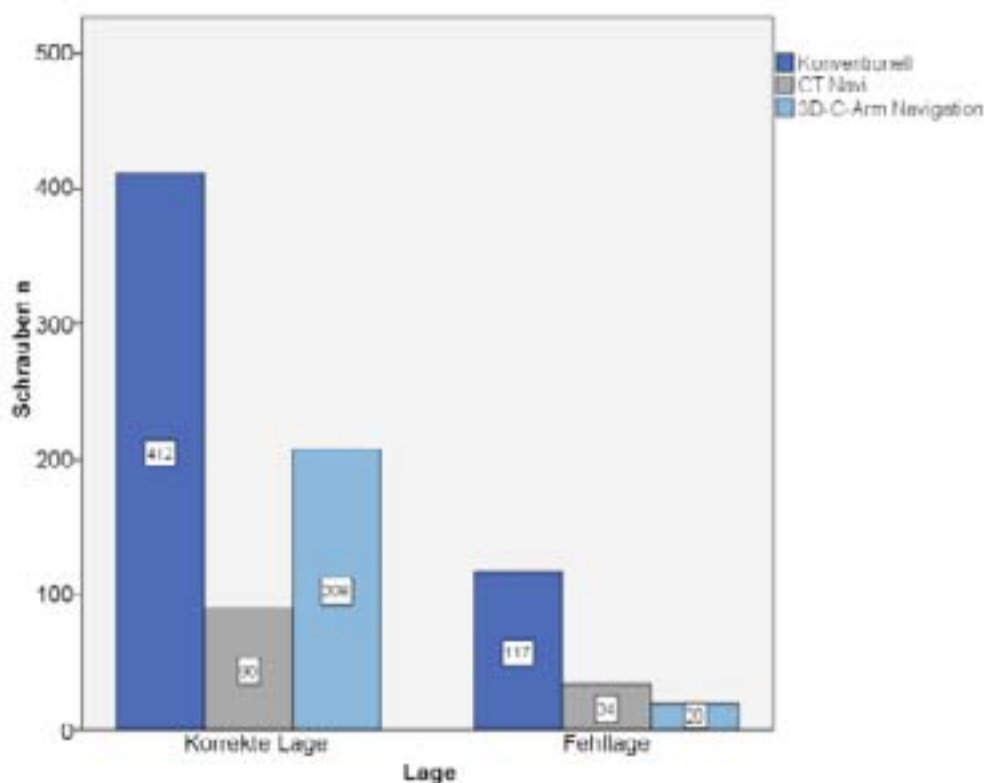


Abb. 4.10 Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei Frakturen

#### 4.7.2 Tumor/Metastase

| Lage/ Verfahren             | Konventionell | CT-basierte Navigation | 3D-C-Arm Navigation |
|-----------------------------|---------------|------------------------|---------------------|
| Schrauben n                 | 189           | 24                     | 119                 |
| Korrekte Lage (%)           | 154 (81,5)    | 18 (75)                | 119 (100)           |
| Fehllagen n (%)             | 35 (18,5)     | 6 (25)                 | 0 (0)               |
| Anteil an allen Fehllagen % | 20,7          | 13,9                   | 0                   |

Tab. 4.17 Schraubenlagen bei Tumoren

Korrekte Schraubenlagen in der Gruppe der Tumore wurde bei 100% (119) der mit der dreidimensionalen Navigation implantierten Schrauben ermittelt. Die richtige Lage bei der konventionellen Technik wurde bei 81,5% (154) und bei 75% (18 Schrauben) bei der CT-basierten Navigation festgestellt. Der Anteil an allen Fehllagen lag konventionell bei 20,7% und CT-basiert bei 13,9%.

Der Unterschied war im Chi-Quadrat-Test nach Pearson signifikant ( $p < 0,001$ ).

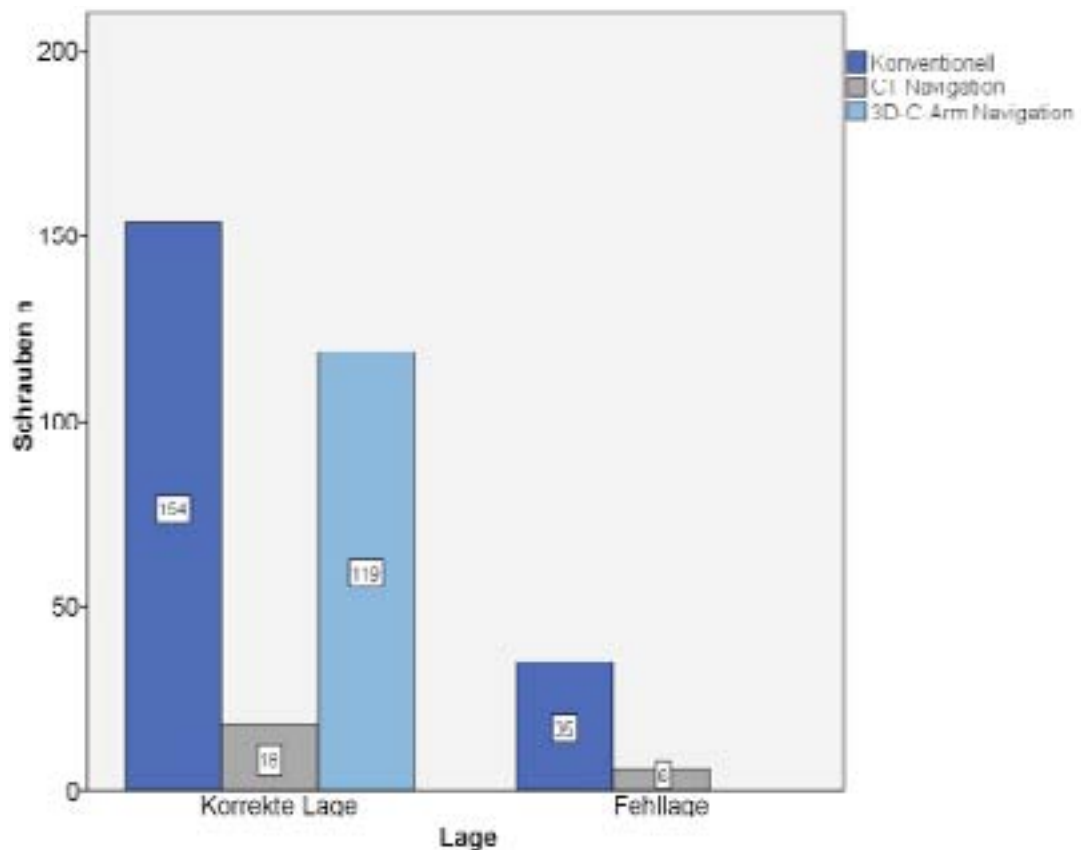


Abb. 4.11 Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei Metastasen/Tumoren

### 4.7.3 Spondylodiszitis

| Lage/ Verfahren             | Konventionell | CT-basierte Navigation | 3D-C-Arm Navigation |
|-----------------------------|---------------|------------------------|---------------------|
| Schrauben n                 | 71            | 8                      | 32                  |
| Korrekte Lage (%)           | 54 (76,1)     | 5 (62,5)               | 32 (100)            |
| Fehllagen n (%)             | 17 (23,9)     | 3 (37,5)               | 0 (0)               |
| Anteil an allen Fehllagen % | 10,1          | 7                      | 0                   |

Tab. 4.18 Schraubenlagen bei Spondylodiszitiden

Die wenigsten Schrauben wurden bei der Operationsindikation Spondylodiszitis eingebracht. Korrekte Schraubenplatzierungen ließen sich bei der 3D-C-Arm Navigation in allen Fällen ermitteln, bei der konventionellen Technik in 76,1% (54 Schrauben) und bei der CT-basierten in 62,5% (5 Schrauben) der Fälle. Der Unterschied war im Chi-Quadrat-Test signifikant mit  $p = 0,005$ .

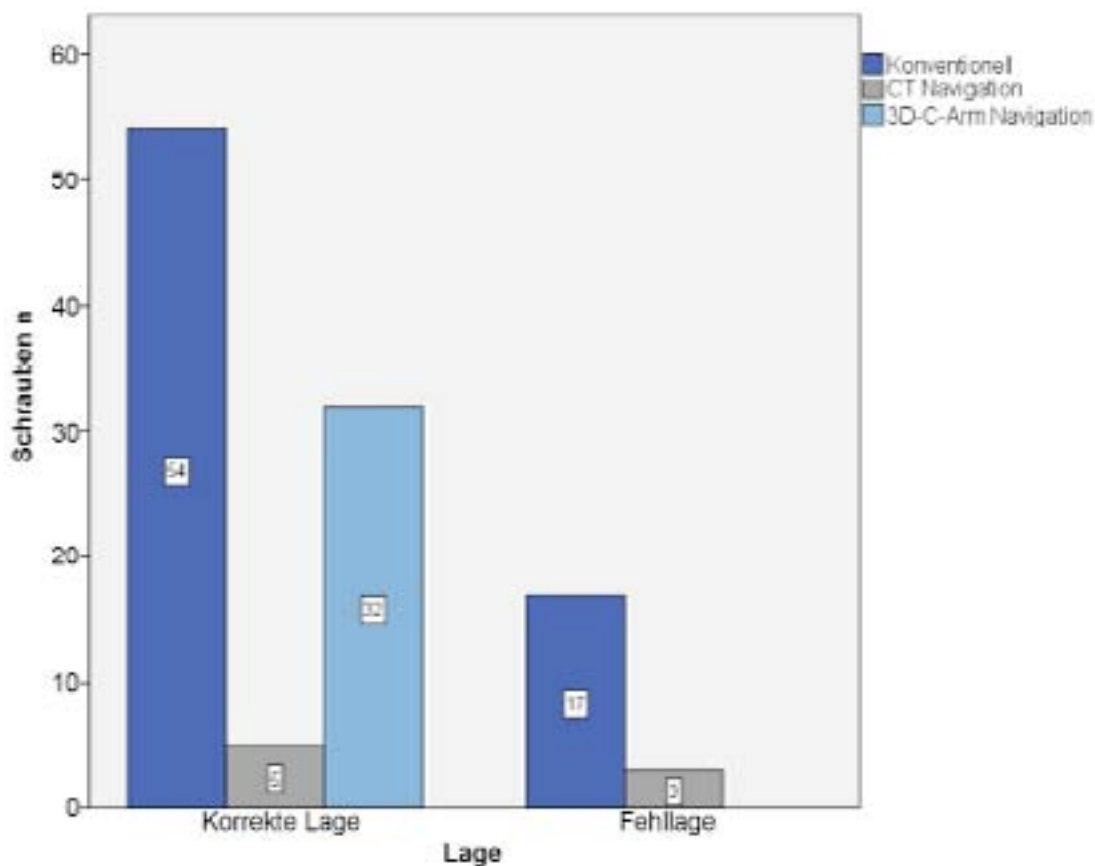


Abb. 4.12 Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei Spondylodiszitiden

Bei ausschließlicher Untersuchung der konventionellen Technik und den Lagen respektive Fehllagen bei den drei verschiedenen Operationsindikationen war der Unterschied statistisch nicht signifikant mit einem  $p = 0,318$ .

Ebenso war bei reiner Betrachtung der CT-basierten Technik und Gegenüberstellung der Erkrankungen kein statistisch signifikanter Unterschied hinsichtlich der korrekten Lagen und der Fehllagen zu ermitteln ( $p = 0,549$ ).

Die statistische Signifikanz war bei der dreidimensionalen Navigationstechnik zu erkennen, hier waren die Schraubenlagen innerhalb der Operationsindikationen signifikant verschieden mit  $p < 0,001$ .

#### 4.8 Intraoperativer Darstellungswechsel

Bei neun Patienten, die primär mit der CT-basierten Navigation operiert wurden, war intraoperativ ein Verfahrenswechsel notwendig. Die Ursachen lagen hier zum einen in Referenzierungsproblemen: Bei zwei Patienten ließ sich ein Wirbelkörper nicht referenzieren, in einem Fall war dies am BWK 3 durch Überlagerung der Scapula der Fall. Bei zwei weiteren Patienten war das Matching unbefriedigend. Es war trotz mehrerer Versuche entweder ungenau (Abweichung von mehr als 2,2 mm) oder es wurde zwar eine hohe Genauigkeit errechnet, in einer Kontrolle durch den Bildverstärker zeigte sich aber eine Diskrepanz bezüglich der durch das

Matching errechneten Lage und der tatsächlichen in vivo.

Vier mal musste intraoperativ die computertomographie basierte Navigation abgebrochen werden, da ein oder mehrere zu instrumentierende Wirbel in der präoperativen Navigations-CT nicht oder nur unvollständig erfasst waren. Daher war Referenzierung, Matching und Navigation nicht möglich und die Schrauben wurden in konventioneller Weise eingebracht.

In einem Fall entschied sich der Operateur zur konventionellen Schraubeninsertion an nur einem kaudalen Wirbel, da sich ihm die Pedikel an diesen Wirbel größer und sichtbarer darstellten als in den kranialeren Regionen und eine Implantation auch ohne Navigation sicher erschien.

Auch bei der 3D-C-Arm Navigation kam es in 13 Fällen zum intraoperativen Abbruch des Verfahrens mit Umschwenken auf die konventionelle Methode. Bei fünf Patienten lag insgesamt eine kritische Gesamtsituation vor und es wurde entschieden, die kaudalen, besser sichtbaren Pedikel, mittels der Darstellung durch den Bildverstärker einzubringen und auf die Navigation aus Zeitgründen zu verzichten.

In drei Fällen machte eine schlechte Bildqualität der Navigationssoftware einen Abbruch von Nöten. In einem Fall fiel die Navigationssoftware aus und konnte intraoperativ nicht weiter verwendet werden. Schließlich traten bei vier Patienten allgemeine technische Probleme am Navigationssystem auf welche nicht behoben werden konnten und eine konventionelle Einbringung der Schrauben bedingten.

Insgesamt musste demnach bei 11,2% (22) der Patienten unseres Patientengutes ein intraoperativer Darstellungswechsel erfolgen.

| Verfahren                     | Grund für Navigationsabbruch             | Patienten | Schrauben |
|-------------------------------|--|-----------|-----------|
| <b>CT-basierte Navigation</b> | Referenzierung nicht möglich             | 2         | 8         |
|                               | Matching unbefriedigend                  | 2         | 7         |
|                               | Wirbel im präoperativen CT nicht erfasst | 4         | 12        |
|                               | Wunsch des Operateurs                    | 1         | 2         |
| <b>3D-Navigation</b>          | Gesamtsituation des Patienten            | 5         | 20        |
|                               | Schlechte Bildqualität                   | 3         | 7         |
|                               | Ausfall der Navigationssoftware          | 1         | 2         |
|                               | Allg. technische Probleme                | 4         | 14        |
|                               | <b>Gesamt</b>                            | 22        | 72        |

Tab. 4.19 Übersicht über die Darstellungswechsel

## 4.9 Revisionen

Insgesamt 16 Patienten unseres Patientengutes mussten nach primärer Fixateur interne Implantation noch während des gleichen Krankenhausaufenthaltes revidiert werden. Dies betraf zwei Patienten, welche mit der 3D-Arm-Navigation operiert wurden und 14 mit der konventionellen Methode operierte Patienten. Bei der computertomographie basierten Navigation wurde bei keinem Patienten die Indikation zur Revisionsoperationen gestellt.

Es traten fünf wesentliche Revisionsursachen auf: In der Mehrzahl der Fälle musste aufgrund einer postoperativen Wundinfektion des Operationsgebietes eine Spülung mit Wunddebridement erfolgen. Bei drei Patienten traten postoperativ neurologische Symptome wie Paraplegien oder Paraparesen auf, welche durch ein epidurales Hämatom mit konsekutiver Kompriemierung des Myelons erklärt werden konnten. Die Schädigungen wurden nach dem ASIA/Frankel Score den Gruppen B, C und D zugeordnet. Die Patienten erhielten eine Dekompressionstherapie mit Hämatomausräumung und teilweise eine Laminektomie. In zwei Fällen führte die Fehllage von Schrauben nach medial oder lateral zu einer Revision. Bei einem Patienten wurde 19 Tage nach der primären Fixateurimplantation ein Implantatversagen mit Schraubenlockerung, Dislokation der Schrauben und resultierendem Korrekturverlust festgestellt. Dies führte in der Revisionsoperation zur Insertion von vier neuen Schrauben in den gleichen Wirbeln. Bei einem Patienten waren in der postoperativen CT zwei Pedikelschrauben als zu lang identifiziert worden, diese wurden daher gegen kürzere Schrauben gewechselt.

Insgesamt war in dieser Studie bei 8,2% (16) der behandelten Patienten eine erneute chirurgische Intervention während des gleichen Krankenhausaufenthaltes nötig. Es wurden 17 Schrauben revidiert. 9 Schrauben wurden aufgrund einer Fehllage nach medial oder lateral revidiert, dies sind innerhalb der Gruppe mit der konventionellen Technik operierten 1,1%.

Bei keinen von uns instrumentierten Patienten traten postoperativ neurologische Symptome auf, welche mit der Lage oder Fehllage der implantierten Schrauben in Zusammenhang gebracht werden konnten oder mussten. Die Revisionsoperationen wurden daher aufgrund der kritischen Lage der Schraube durchgeführt und nicht, weil bereits neurologische oder vaskuläre Komplikationen eingetreten waren.

Tabelle 4.20 zeigt eine Übersicht über Indikation und Fallzahl der Revisionen in Abhängigkeit der Erkrankung und des primär verwendeten intraoperativen Darstellungsverfahren.

| Revisionsgrund     | Fallzahl  | Anzahl revidierte Schrauben | Erkrankung       | primäres Navigationsverfahren |
|--------------------|-----------|-----------------------------|------------------|-------------------------------|
| Anschlussfraktur   | 1         | 2                           | Fraktur          | konventionell                 |
| Fehllage           | 2         | 9                           | Fraktur          | konventionell                 |
| Schrauben zu lang  | 1         | 2                           | Fraktur          | konventionell                 |
| Schraubenversagen  | 1         | 4                           | Fraktur          | konventionell                 |
| Epidurales Hämatom | 2         | 0                           | Fraktur          | konventionell                 |
| Epidurales Hämatom | 1         | 0                           | Tumor            | konventionell                 |
| Wundinfektion      | 4         | 0                           | Fraktur          | konventionell                 |
| Wundinfektion      | 2         | 0                           | Spondylodiszitis | konventionell                 |
| Wundinfektion      | 2         | 0                           | Spondylodiszitis | 3D                            |
| <b>Gesamt</b>      | <b>16</b> | <b>17</b>                   |                  |                               |

Tab. 4.20 Übersicht über die Revisionen

## **5 Diskussion**

### **5.1 Methodendiskussion**

#### **5.1.1 Patientengut**

Wir untersuchten in unserer Studie 196 Patienten mit insgesamt 1379 implantierten Schrauben. Im Vergleich mit ähnlichen Studien ist dies eine recht hohe Zahl an untersuchten Schrauben. Daher ist ein guter Vergleich der Zielparameter gegeben. Wendl et al. integrierten 13 Patienten mit insgesamt 70 implantierten Schrauben in ihre Studie zur 3D-C-Arm gestützten thorakalen Navigation (2003). Einige weitere Studien weisen ähnliche Fallzahlen mit maximal 37 Patienten auf (Fritsch et al., 2002; Arand et al., 2002; Lekovic et al., 2007). Eine der unseren vergleichbar hohe Fallzahl konnte in keiner Studie gefunden werden. Recht viele Patienten wurden jedoch auch von Youkilis et al. (65 Patienten), Ebmeier et al. (112 Patienten) und Schnake et al. (85 Patienten) untersucht (2001; 2003; 2004). Eine beachtliche Anzahl von 854 Schrauben wurde von Modi et al. im thorakalen Bereich unter Betrachtung der „freehand technique“ bei Patienten mit Skoliose untersucht (2009).

Hinsichtlich der Geschlechterverteilung zeigte sich in dieser Studie wie auch in Arbeiten anderer Gruppen ein Überwiegen des männlichen Geschlechts (Schnake et al., 2004; Grützner et al., 2004; Lekovic et al., 2007; Bledsoe et al., 2009; Sugimoto et al., 2010). In Studien, welche die Exaktheit der Schraubenlage bei degenerativen Veränderungen der Wirbelsäule untersuchten, beispielsweise bei einer Skoliose oder kyphotischen Deformitäten, zeigte sich hingegen ein Überwiegen des weiblichen Geschlechts (Rajasekaran et al., 2007b; Modi et al., 2009).

Zumeist wurden verschiedene Verletzungen und Erkrankungen der Wirbelsäule betrachtet, wobei Frakturen in einigen Studien der häufigste Grund für Pedikelschraubenimplantationen darstellen (Amiot et al., 2000; Wendl et al., 2003; Schnake et al., 2004; Lekovic et al., 2007). Weiterhin wurden Fixateur interne Operationen auch bei Spondylolisthesis, Spondylodiszitis, allgemeinen Instabilitäten und spinalen Stenosen evaluiert (Amiot et al., 2000; Youkilis et al., 2001). Schließlich finden sich Arbeiten zur Pedikelschraubenimplantation in der Deformitätenchirurgie (Rajasekaran et al., 2007b; Modi et al., 2009) und bei Tumorerkrankungen (Arand et al., 2002).

#### **5.1.2 Klassifikation der Schraubenposition und der Fehllagendefinition**

Wir entschieden uns für die von Gertzbein et al. im Jahre 1990 vorgeschlagene Ausmessungsgrundlage, da diese in den meisten Referenzstudien Anwendung findet und somit Vergleichbarkeit sicherstellt (Schwarzenbach et al., 1997; Schlenzka et al., 2000; Schnake et al., 2004; Grützner et al., 2004; Rampersaud et al., 2005; Lekovic et al., 2007). Fritsch et al. unterteilten ihrer Messungen nur in 4 und nicht in 5 oder mehr Grade (2002). Eine andere Einteilung ist die Kategorisierung in die Grade A, B und C, wobei A die sichere Lage exakt im Pedikel ist und B eine Perforation der Pedikelwand mit einem Ausmaß von weniger als der Gewindetiefe

der Schraube. Bei Grad C ist die Perforation größer als die Gewindetiefe (Arand et al., 2001; Arand et al., 2002; Wendl et al., 2003; Arand et al., 2008). Dem ähnlich werden auch 4 Stufen 0-4 unterschieden. 0 markiert die Lage im Pedikel, bei Stufe 1 ist nur das Gewinde außerhalb gelegen und entspricht einer Abweichung von bis zu 2 mm. Einer Abweichung von 2-4 mm entspricht Stufe 2 und der Durchmesser der Schraube liegt außerhalb des Pedikels. Stufe 3 schließlich kennzeichnet eine vollständig außerhalb des Pedikels liegende Schraube (Amiot et al., 2000; Youkilis et al., 2001; Rajasekaran et al., 2007b). Auch Zdichavsky et al. orientieren sich am Pedikelschraubendurchmesser, darüber hinaus jedoch auch an der Lage der Schraube im Wirbelkörper, da eine Lage außerhalb dessen keine hinreichende mechanische Stabilität des Fixateur interne bietet (2004a). Es werden 6 Lagetypen unterteilt, wobei eine als Ia klassifizierte Schraube optimal positioniert ist. Bei einer Schraube der Gruppe II liegt mehr als die Hälfte des Pedikelschraubendurchmessers zwar im Pedikel, aber gleichzeitig ist mehr als die Hälfte des Pedikelschraubendurchmessers lateral des Wirbelkörpers (IIa) gelegen oder die Spitze der Schraube überschreitet die Mittellinie des Wirbelkörpers (IIb). In die Gruppe III eingeteilte Schrauben bieten keine ausreichende Stabilität für die Osteosynthese (IIIa) beziehungsweise gefährden das Myelon (IIIb), da sie, bezogen auf den Durchmesser, zu über 50% im Canalis spinalis zu liegen kommen. Zdichavsky et al. schließen aus ihrer Studie, dass bei letzterer Gruppe eine Revisionsoperation zu empfehlen ist, um die biomechanische Stabilität zu gewährleisten und Rückenmarksirritationen- und -verletzungen zu vermeiden (2004b). Dieser Klassifikationsvorschlag ist eine erwähnenswerte Alternative im Vergleich zu den anderen Einteilungen, da hier auf die Einordnung der Schrauben in Gruppen I bis III eine klinische Konsequenz folgt.

Hinsichtlich dieser klinischen Konsequenz stellt sich bei Betrachtung der aktuellen Studienlage die Frage nach der Definition der Fehllage. Ist eine Fehllage jede nicht absolut zentral liegende Schraube? Ergänzend zu den Ausführungen in Kapitel 1.5 sei hier erneut die schwierige Anatomie der Pedikel erwähnt: Cinotti et al. konnten in ihrer Studie zeigen, dass 48% der Pedikel zwischen BWK 4 und BWK 8 einen transversalen Durchmesser von weniger als 5 mm aufweisen und sie gaben auch Werte von 3-4 mm für diesen thorakalen Bereich an (1999). Die Weite der Pedikel wird für BWK 4 mit mindestens 3,3 mm und für BWK 12 mit mindestens 6,9 mm angegeben (Liljenqvist et al., 2001). Für den cervicothorakalen Bereich müsste darüber hinaus mit einem noch geringeren Pedikeldurchmesser und einer geringeren Breite gerechnet werden; hier finden sich Werte zwischen 3,4 und 10,6 mm hinsichtlich der Pedikelbreite bei BWK 2 (Ugur et al., 2001). Dies zeigt, dass bei schmalen Pedikeln bereits bei Verwendung von Schrauben mit einem Durchmesser von 4 mm eine Tangierung der Pedikelwand kaum zu vermeiden ist. Es stellt sich nun die Frage, ob eine Tangierung allein, willkürlich und automatisch als Fehllage definiert werden muss. Die Frage nach der Verletzung von neuralen Strukturen korreliert nicht unmittelbar mit der Pedikelwandperforation. Schulze et al. untersuchten die Korrelation zwischen der Genauigkeit der Pedikelschraubenlage und den prae- und postoperativen Status der Patienten und gaben an, dass 41% der Schraube nicht zentral im Pedikel zu liegen kamen und von diesen wiederum 2,9% die Pedikelwand um mehr als 6 mm über-



schritten. Eine enge Beziehung zur Dura mater mit Irritation dieser wurde postoperativ in drei Fällen computertomographisch beschrieben und nur in einem Fall traten postoperativ neurologische Symptome auf (1998). Zwar wurde in Kadaverstudien festgestellt, dass die manuell messbare Distanz zwischen Pedikelwand und Durasack zwischen 0 mm und 1,4 mm liegt und damit nicht vorhanden oder sehr gering ist (Ebraheim et al., 1997; Ugur et al., 2001). Dennoch scheint eine Sicherheitszone zu existieren, welche auch bei Penetrationen der Pedikelwand durch die Schraube um mehrere Millimeter keine unmittelbaren klinischen Folgen hat.

Es ist anzunehmen, dass die Verletzung des Pedikelkortex Auswirkung auf die biomechanische Stabilität der Osteosynthese hat. Hierzu ist die Studienlage bei nicht streng intrapedikulärer Lage rar, die praktizierte Methode ist hier die Bestimmung der Kraft, die wirken muss um eine implantierte Schraube auszureißen („pull out strenght“), untersucht an Kadavern. Brasiliense et. al unterteilten die Kadaverpräparate von 40 thorakalen Wirbeln in 4 Gruppen und implantierten in diese, fluoroskopisch kontrolliert, Pedikelschrauben. Eine Gruppe lag optimal im Pedikel, jeweils eine Gruppe markierte eine laterale und eine mediale Perforation des Kortex und Gruppe 4 wurde als „airball screw“ bezeichnet, da diese den Wirbelkörper verfehlte. Mit einem hydraulischen Testgerät wurde die Ausreisskraft jeder Schraube bestimmt. Lateral platzierte Schrauben sowie jene außerhalb des Wirbelkörpers liegende, zeigten im Vergleich zur optimal gelegenen Pedikelschraube eine um 21% bzw. um 39% niedrigere aufzubringende Ausreisskraft. Darüber hinaus wurde postuliert, dass eine mediale Abweichung gegenüber der korrekt platzierten Schraube die aufzubringende Auszugskraft um 8% erhöht (Brasiliense et al., 2010). Der dünnere Kortex lateral, der im Vergleich zum medialen Kortex nur 1/3 so dick ist und die im Bereich um den Spinalkanal höhere Knochendichte, erklären diesen Umstand (Kothe et al., 1996; Hirano et al., 1997; Inceoğlu et al., 2007). Reichle et. al. unterteilten in ihrer Studie zum Lockerungsverhalten von Pedikelschrauben ebenfalls 4 Gruppen und definierten nur Gruppe 4 als Fehllage. Dabei überschreitet die Schraube eine Kortikalis und erreicht nicht die Gegenkortikalis. Nur in dieser Gruppe konnte ein tendenzieller Stabilitätsnachteil nachgewiesen werden. Ein reiner Kortikaliskontakt ohne Perforation und auch eine Kortikalisperforation bei der die Gegenseite erreicht wird, führte nicht zu Stabilitätsnachteilen. Unterscheidungen zwischen lateraler und medialer Abweichungen wurden hingegen in dieser Studie nicht vorgenommen (2002).

Zur Definition der Fehllage ist festzuhalten, dass mediale Peforationen des Kortex eine größere Gefahr für Verletzungen neuraler Strukturen darstellen, jedoch die Integrität der Osteosynthese im Vergleich zur lateralen Perforationen weniger beeinträchtigen. Es empfiehlt sich daher eine Bestimmung der Abweichung auch in 2 Millimeter Schritten und unter Betrachtung der gegebenenfalls auftretenden Komplikationen und Stabilitätsnachteile.

### **5.1.3 Postoperative computertomographische Auswertung**

Zur Verifizierung der Schraubenlage erhielten alle Patienten unserer Studie postoperativ eine computertomographische Untersuchung der operierten Region. Anhand dieser wurde durch

zwei unabhängige Untersucher die Lage der Schrauben ausgemessen und bestimmt. Die Bestimmung der Schraubenlage mittels einer alleinigen konventionellen Röntgenaufnahme in 2 Ebenen hat sich für die genaue Beurteilung als nicht aussagekräftig erwiesen (Berlemann et al., 1997; Sapkas et al., 1999). Somit ist die postoperative CT das Verfahren der Wahl und findet in den meisten Referenzstudien Anwendung (Wendl et al., 2003; Schnake et al., 2004; Grützner et al., 2004; Merloz et al., 2007; Lekovic et al., 2007; Fu et al., 2008). Mit Augenmerk auf kortikale Schraubenperforationen untersuchten Austin et al. an Kadavern die Frage, ob der Untersucher nach Bewertung der computertomographischen Bilder zu den gleichen Ergebnissen kommt wie die visuelle Inspektion des Präparates ergibt. Die Autoren stellten hier eine Diskrepanz fest. In mehreren Fällen wurden in der CT Perforationen festgestellt die bei visueller Inspektion nicht erkennbar waren. Ein Erklärungsversuch für diese Diskrepanz ist die Artefaktbildung und Überstrahlung des Implantats im CT. Letztlich könnte dieses Missverhältnis erklären, wieso insbesondere bei dem konventionellen Operationsverfahren von hohen Fehllagen berichtet wird, jedoch klinische Symptome und Konsequenzen daraus relativ selten sind (Austin et al., 2002).

## 5.2 Ergebnisse konventionelle Technik

In unserer Studie wurden 78,6% der insgesamt 789 konventionell eingebrachten und computertomographisch auswertbaren Schrauben korrekt im Pedikel implantiert. 9,1% (72 Schrauben) wiesen eine Abweichung von bis zu 2 mm auf. In der Summe wurden 21,4% der Schrauben als Fehllage definiert.

Diese Rate von 21,4% nicht korrekt liegenden Schrauben ist ähnlich den bisher veröffentlichten Ergebnissen bei Anwendung eines Bildwandlers. Gertzbein und Robbins stellten als erste fundierte Arbeit zu dieser Problematik 1990 eine Fehllagenrate von 28,1% bei ihrem Patientengut fest. Auch die Veröffentlichungen hierzu in der folgenden Dekade zeigten ähnliche Ergebnisse, in einigen Fällen wurden Fehllagen von bis zu 43% berichtet. Beachtet werden muss, dass die Vergleichbarkeit der Ergebnisse nur gegeben ist, wenn ausschließlich die medialen und lateralen Abweichungen betrachtet werden, da nur diese in unserer Studie beurteilt wurden. In einigen Vergleichsstudien finden sich zur Richtung der Abweichung allerdings keine genaueren Angaben oder es werden auch inferiore (kaudale), superiore (kraniale) und ventrale Abweichungen mit bestimmt. Daher müssen die teilweise gängigen Literaturangaben zu Fehllagen bei Anwendung der konventionellen Technik mit Vorsicht betrachtet werden. Teilweise werden verallgemeinert Fehllagen von bis zu 70% für die konventionelle Technik angegeben. Dies konnte sich bei der Literaturrecherche für diese Arbeit nicht bestätigen. Die höchste Rate an Abweichungen zeigten Merloz et al. und Belmont et al. mit 42,4% und 43% Fehllagen (1998; 2001). Letztere bezogen sich tatsächlich nur auf laterale und mediale Deviationen, wohingegen der Anteil an Fehllagen in diese Richtungen bei Merloz et al. mit 32,7% angegeben wurde.

Eine Reihe von Autoren stellten allerdings auch sehr hohe Raten an korrekt implantierten

Schrauben fest. Karapinar et al. beispielsweise gaben die exakte Implantation mit 94,2% an, der Anteil an medialen und lateralen Abweichungen betrug bei ihnen nur 4,7% (2008). Hier müssen zwei wesentliche Punkte betrachtet werden: zum einen herrscht keine Klarheit über die Fehllagendefinition. Während, wie bereits erwähnt, einige Autoren und auch wir in dieser Studie, bereits die Penetration und Perforation des Kortex als Abweichung und damit Fehllage definieren, sehen andere Autoren erst bei deutlicheren Abweichungen ein Fehllage. Zum anderen muss die instrumentierte Region der einzelnen Studien betrachtet werden. Karapinar et al. beispielsweise untersuchten nur die Brustwirbel 10 bis Lendenwirbel 3. Die Pedikel weisen hier einen größeren Durchmesser auf und sind mit der konventionellen Technik einfacher zu besetzen als der obere thorakale Bereich. Fehllagen sind in dieser Region demnach weniger anzutreffen. Insofern muss die Studie von Schizas et al. Beachtung finden, welcher nur die Brustwirbel 1-6 untersuchte und somit generell engere Pedikelweiten vorliegen hatte und dabei auf eine Fehllagenrate von nur 11,3% hinsichtlich der medialen und lateralen Abweichungen kam (2007).

Mediale Fehllagen waren in unserer Studie zu einem deutlich geringeren Anteil vertreten als laterale Fehllagen. Dies ist wohl auf die größere Vorsicht und den Respekt seitens der Operateure gegenüber den neuralen Strukturen im Canalis vertebralis zurückzuführen. Dies zeigt sich auch in einigen Vergleichsstudien (Belmont et al., 2001; Schnake et al., 2004; Modi et al., 2009). Andere Autoren hingegen berichten von einem Überwiegen der medialen Fehllagen, auch ein ausgeglichenes Verhältnis trat auf (Amiot et al., 2000; Rajasekaran et al., 2007b).

Weiterhin decken sich unsere Ergebnisse mit den bereits veröffentlichten hinsichtlich des Ausmaßes der Abweichung. Der überwiegende Anteil sind die Fehllagen bis 4 mm, größere Abweichungen stellten nur 15,4% der Fehllagen insgesamt bei Nutzung der konventionellen Technik.

Die einzelnen Wirbel betrachtet, waren in dieser Studie der 9. und der 7. Brustwirbel diejenigen mit der höchsten Fehllagenrate. Der Vergleich ist hier nicht immer einfach zu ziehen, da einzeln aufgeschlüsselte Ergebnisse oft nicht dargestellt werden. Schnake et al. hatten die höchste Fehllagenrate am 3. und 9. Brustwirbel zu verzeichnen, hingegen Schizas et al. den 4. und 6. Brustwirbelangaben (2004; 2007). Es ist belegt, dass die unteren thorakalen Pedikel breiter sind und eine Pedikelperforation hier seltener auftreten dürfte. Zumindest für die untersten thorakalen Bereiche, BWK 10-12, trifft dies auch für unsere Studie zu, wenngleich auch im hochthorakalen Bereich sehr gute Ergebnisse erzielt worden - am 2. Brustwirbel lag unsere Fehllagenrate bei 7,1% und stellt damit, bei der konventionellen Technik, eines der besten Ergebnisse dar.

Tabelle 5.1 zeigt eine Übersicht der bisherigen Studienlage zu konventionell eingebrachten Schrauben.

| Autor/<br>Studie               | Bereich              | Diagnosen                                    | Anzahl<br>Schrau-<br>ben | Korrekte<br>Lage % | Fehllage      |                                 |               |                | Bemer-<br>kungen   |
|--------------------------------|----------------------|--|--------------------------|--------------------|---------------|---------------------------------|---------------|----------------|--|
|                                |                      |  |                          |                    | gesamt<br>(%) | medial<br>und<br>lateral<br>(%) | medial<br>(%) | lateral<br>(%) |  |
| Gertzbein<br>& Robbins<br>1989 | BWK 8<br>-<br>SWK 1  | gemischt                                     | 167                      | 119<br>(71,9)      | 48<br>(28,1)  | 48<br>(28,1)                    | 42<br>(24,5)  | 6<br>(3,6)     |  |
| Liljenqvist<br>1997            | BWK 4<br>-<br>BWK 12 | Skoliosen                                    | 120                      | 90<br>(75)         | 30<br>(25)    | 27<br>(22,5)                    | 10<br>(8,3)   | 17<br>(14,2)   | 3 ander-<br>weitige<br>Perforati-<br>onen  |
| Merloz<br>1998                 | BWK 10<br>-<br>LWK 5 | gemischt                                     | 52                       | 30<br>(57,6)       | 22<br>(42,4)  | 17<br>(32,7)                    | 8<br>(15,3)   | 9<br>(17,3)    | 5 Schrau-<br>ben mit<br>ventraler<br>Perfora-<br>tion                              |
| Laine<br>2000                  | BWK 8<br>-<br>SWK 1  | gemischt                                     | 277                      | 240<br>(86,6)      | 37<br>(13,4)  | 30<br>(10,8)                    | 21<br>(7,6)   | 9<br>(3,2)     | 7 Schrau-<br>ben mit<br>inferiorer<br>Perfora-<br>tion                             |
| Amiot<br>2000                  | BWK 2<br>-<br>SWK 1  | gemischt                                     | 544                      | 461<br>(84,7)      | 83<br>(15,3)  | 70<br>(10,9)                    | 35<br>(6,4)   | 35<br>(6,4)    | 13 Schrau-<br>ben mit<br>inferiorer<br>Perfora-<br>tion<br><br>MRT Aus-<br>wertung |
| Arand<br>2001                  | BWK 2<br>-<br>BWK 12 | k.A.   | 34                       | 27<br>(79,4)       | 7<br>(21,6)   | k.A.                            | k.A.          | k.A.           |  |
| Belmont<br>2001                | BWK 1<br>-<br>BWK 12 | gemischt                                     | 279                      | 159<br>(57)        | 120<br>(43)   | 120<br>(43)                     | 38<br>(14)    | 82<br>(29)     |  |
| Schnake<br>2004                | BWK 1<br>-<br>BWK 12 | Frakturen<br>Tumore<br>Spondylodis-<br>zitis | 113                      | 77<br>(68,1)       | 36<br>(31,9)  | 36<br>(31,9)                    | 7<br>(6,2)    | 29<br>(25,7)   |  |

| Autor/<br>Studie    | Bereich              | Diagnosen                                    | Anzahl<br>Schrau-<br>ben | Korrekte<br>Lage % | Fehllage      |                                 |               |                | Bemer-<br>kungen   |
|---------------------|----------------------|--|--------------------------|--------------------|---------------|---------------------------------|---------------|----------------|--|
|                     |                      |  |                          |                    | gesamt<br>(%) | medial<br>und<br>lateral<br>(%) | medial<br>(%) | lateral<br>(%) |  |
| Schizas<br>2007     | BWK 1<br>-<br>BWK 6  | gemischt                                     | 60                       | 53<br>(88,3)       | 6<br>(11,3)   | 6<br>(11,3)                     | 4<br>(7,6)    | 2<br>(3,7)     | 1 mög-<br>liche/<br>fragliche<br>Perfora-<br>tion                  |
| Rajasekaran<br>2007 | BWK 1<br>-<br>BWK 12 | Skoliosen<br>Kyphosen                        | 236                      | 144<br>(61)        | 92<br>(39)    | 28<br>(11,9)                    | 13<br>(5,5)   | 15<br>(6,4)    | 64<br>Schrau-<br>ben mit<br>ander-<br>weitiger<br>Perfora-<br>tion |
| Karapinar<br>2008   | BWK 10<br>-<br>LWK 3 | gemischt                                     | 640                      | 603<br>(94,2)      | 37<br>(5,8)   | 30<br>(4,7)                     | 12<br>(1,9)   | 18<br>(2,8)    | 7 ander-<br>weitige<br>Perforati-<br>onen                          |
| Modi<br>2009        | BWK 1<br>-<br>BWK 12 | Skoliosen                                    | 854                      | 555<br>(65)        | 299<br>(35)   | 268<br>(31,3)                   | 88<br>(10,3)  | 180<br>(21)    | 31<br>anteriore<br>Perforati-<br>onen                              |
| Eigene<br>Studie    | BWK 1<br>-<br>BWK 12 | Frakturen<br>Tumore<br>Spondylodis-<br>zitis | 789                      | 620<br>(78,6)      | 169<br>(21,4) | 169<br>(21,4)                   | 33<br>(4,2)   | 136<br>(17,2)  |  |

Tab. 5.1 Literaturübersicht zur konventionellen Technik

### 5.3 Ergebnisse CT-basierte Navigation

In unserer Studie fanden wir bei 156 mittels der CT-basierten Navigation implantierten Schrauben eine Fehllagenrate von 27,6%. Es überwogen deutlich die lateralen Fehllagen mit 25,7% gegenüber den medialen Abweichungen mit 1,9%.

Im Vergleich mit anderen Autoren sind unsere Ergebnisse hier schlechter als andere Studien die sich mit der Pedikelschraubenlage nach Nutzung der CT-basierten Navigation befassten. Es werden zumeist Werte an korrekt platzierten Schrauben angegeben, welche über 80% liegen und oft auch über 90% (Merloz et al., 1998; Arand et al., 2001; Schnake et al., 2004; Bledsoe et al., 2009). Kamimura et al. erreichten in ihrer Studie sogar 100% an korrekt implantierten Schrauben und hatten somit keine Fehllagen zu verzeichnen (1999).

Unsere Ergebnisse müssen demnach kritisch hinterfragt werden. Ein möglicher Grund ist die geringe Erfahrung mit dieser Technik. Unsere implantierten Schrauben - 162 insgesamt - reichen womöglich nicht aus um ausreichend Erfahrung, Sicherheit und demnach auch Genauigkeit zu erlernen und zu erreichen. Nach Einführung der dreidimensionalen Navigation wurde an unserer Klinik von der CT-basierten Navigation weitgehend Abstand genommen. Die Gründe dafür sind vielfältig, beziehen sich aber vor allem auf die eingeschränkte und mangelnde Praktikabilität dieses Systems, wie unter dem Punkt Vor- und Nachteile der Navigation gezeigt wird.

Weiterhin muss bei Betrachtung von Vergleichsstudien festgestellt werden, dass bei diesen oft Navigationssysteme anderer Firmen verwendet werden, wie beispielsweise das Stealth Station System, das Navitrack Computer System oder auch das Surgigate-System. Es fand sich nur eine Studie, welche ebenso wie in unserer Erhebung, das Vector Vision Navigationssystem der Firma Brain Lab verwendete. Es muss also die Frage gestellt werden, inwieweit die Rate an fehlplatzierten Schrauben vom verwendeten System abhängt und ob beispielsweise die verschiedenen Systeme unterschiedliche Genauigkeiten aufweisen oder in ihrer Bildqualität differieren. Hierzu fehlt allerdings belastbares Datenmaterial.

Als größtes Problem stellt sich aber die bereits beschriebene fehlende „Real-time“ Situation intraoperativ dar. Die Insertion der Pedikelschrauben erfolgt anhand einer präoperativen CT. Intraoperativ können sich beispielsweise Frakturelemente verschoben haben und so zu ungenauer Pedikelschraubenimplantation führen.

Tabelle 5.2 fasst die bisherige Studienlage zur Genauigkeit der Pedikelschraubenlage bei der CT-basierten Navigation zusammen.

| Autor/<br>Studie  | Navi-<br>gations-<br>system | Bereich              | Diagno-<br>sen                                | Anzahl<br>Schrau-<br>ben | Korrekte<br>Lage % | Fehlrate      |                                 |               |                | Bemer-<br>kungen   |
|---|-----------------------------|----------------------|---|--------------------------|--------------------|---------------|---------------------------------|---------------|----------------|--|
|   |                             |                      |   |                          |                    | gesamt<br>(%) | medial<br>und<br>lateral<br>(%) | medial<br>(%) | lateral<br>(%) |  |
| Merloz<br>1998  | StSt                        | BWK 10<br>-<br>LWK 5 | gemischt                                      | 80                       | 72<br>(90)         | 8<br>(10)     | 7<br>(8,7)                      | 3<br>(3,7)    | 4<br>(5)       | 1 anteriore<br>Perforation                                       |
| Kami-<br>mura<br>1999   | StSt                        | thorakal             | gemischt                                      | 51                       | 51<br>(100)        | 0<br>(0)      | 0<br>(0)                        | 0<br>(0)      | 0<br>(0)       |  |
| Amiot<br>2000   | NaCo                        | BWK 2<br>-<br>SWK 1  | gemischt                                      | 294                      | 278<br>(94,6)      | 16<br>(5,4)   | 12<br>(4,1)                     | 8<br>(2,7)    | 4<br>(1,4)     | thorakal<br>nur 1 Per-<br>foration<br><br>MRT<br>Auswer-<br>tung |
| Arand<br>2001   | SuGa                        | thorakal             | k.A.  | 45                       | 36<br>(80)         | 9<br>(20)     | k.A.                            | k.A.          | k.A.           |  |
| Youkilis<br>2001  | StSt                        | BWK 1<br>-<br>BWK 12 | k.A.  | 224                      | 205<br>(91,5)      | 19<br>(8,5)   | 16<br>(7,1)                     | 3<br>(1,3)    | 13<br>(5,8)    | 3 ander-<br>weitige<br>Perforatio-<br>nen                        |
| Schnake<br>2004   | SuGa                        | BWK 1<br>-<br>BWK 12 | Frakturen<br>Tumoren<br>Spondylo-<br>diszitis | 211                      | 174<br>(82,5)      | 37<br>(17,5)  | 37<br>(17,5)                    | 11<br>(5,2)   | 26<br>(12,3)   |  |
| Bledsoe<br>2009   | VeVi                        | BWK 1                | gemischt                                      | 150                      | 140<br>(93,3)      | 10<br>(6,7)   | 4<br>(2,7)                      | 3<br>(2)      | 1<br>(0,7)     | 6 ander-<br>weitige<br>Perforatio-<br>nen                        |
|   | StSt                        | -<br>BWK 3           |   |                          |                    |               |                                 |               |                |  |
| Teilweise Anwendung eines 3D-C-Arms und eines O-Arms ohne genaue Angaben der Fallzahlen |                             |                      |   |                          |                    |               |                                 |               |                |  |
| Eigene<br>Studie  | VeVi                        | BWK 1<br>-<br>BWK 12 | Frakturen<br>Tumoren<br>Spondylo-<br>diszitis | 156                      | 113<br>(72,4)      | 43<br>(27,6)  | 43<br>(27,6)                    | 3<br>(1,9)    | 40<br>(25,7)   |  |

**Tab. 5.2 Literaturübersicht zur CT-basierten Navigation**

StSt = Stealth Station System (Sofamor-Danek, Memphis, USA), NaCo = Navitrack Computer System (Sulzer Orthopedics, Baar, Schweiz), SuGa = SurgiGATE (Medivision, Oberdorf, Schweiz), VeVi = Vector Vision (Brainlab, Feldkirchen, Deutschland)

## 5.4 Ergebnisse 3D-C-Arm Navigation

Die 3D-C-Arm Navigation brachte in unserer Studie eine Fehllagenrate von 5,3%. Wir implantierten 94,7% der Schrauben korrekt im Pedikel.

Es existieren nicht viele Vergleichsstudien zur 3D-C-Arm Navigation, hervorzuheben ist hier vor allem, dass nur unsere Studie den Bildwandler Vision Vario 3D der Firma Ziehm (Nürnberg, Deutschland) untersuchte, während alle anderen das Siremobil von Siemens (Erlangen, Deutschland) nutzten.

Der Anteil an korrekt im Pedikel implantierten Schrauben war zumeist über 90% (Sugimoto et al., 2010; Rajan et al., 2010). Lekovic et al. gaben eine Rate von 80,9% exakt liegenden Schrauben an, als wirkliche Fehllage wurden jedoch nur 5,3% der Schrauben gewertet, da bei den verbleibenden 13,8% die „in-out-in Technik“ unterstellt wurde. Dies bedeutet, dass aufgrund eines schmalen Pedikeldurchmessers seitens des Operators bewußt eine Perforation der lateralen Pedikelwand vorgenommen wird, dadurch kommt der Schraubenschaft gewollt komplett oder teilweise außerhalb des Pedikels zum liegen (2007). Andere Autoren berücksichtigen diese mögliche Intention nicht und werten demnach alle Perforationen der Pedikelwand als Fehllage.

Grützner et al. veröffentlichten eine Rate an korrekt implantierten Schrauben von 98,3% (2004). Allerdings wurde hier die Brust- und Lendenwirbelsäule untersucht, bei letzterer ist zu bedenken, dass die Pedikel breiter sind und Fehllagen daher seltener auftreten. Weiterhin wurde das Überschreiten der Pedikelwand von mehr als 2 mm erst als inkorrekte Lage gewertet. Diese Fehllagendefinition steht konträr zu unserer und auch vieler anderer Studien und könnte somit ein Grund für das sehr gute Ergebnis von Grützner et al. sein.

Tabelle 5.3 zeigt eine Übersicht der Studien zur Lage der Pedikelschrauben bei Anwendung der 3D-C-Arm Navigation.



| Autor/<br>Studie | Navigati-<br>onssys-<br>tem und<br>3D-Bild-<br>wandler | Bereich              | Diagno-<br>sen                                | Anzahl<br>Schrau-<br>ben | Korrekte<br>Lage % | Fehllage                                  |                                 |               |                | Bemer-<br>kungen  |
|------------------|--|----------------------|---|--------------------------|--------------------|---|---------------------------------|---------------|----------------|---|
|                  |  |                      |   |                          |                    | gesamt<br>(%)                             | medial<br>und<br>lateral<br>(%) | medial<br>(%) | lateral<br>(%) |   |
| Grützner<br>2004 | SuGa<br><br>Siremobil                                  | BWK 1<br>-<br>SWK 1  | Frakturen                                     | 302                      | 297<br>(98,3)      | 5<br>(1,7)                                | 3<br>(1)                        | 2<br>(0,7)    | 1<br>(0,3)     | Fehllage<br>definiert<br>bei Über-<br>schreiten<br>der Pedi-<br>kelwand<br>um >2mm<br>2 ander-<br>weitige<br>Perforatio-<br>nen |
| Lekovic<br>2007  | k.A. über<br>Navigati-<br>onssystem<br><br>Siremobil   | BWK 1<br>-<br>BWK 12 | gemischt                                      | 94                       | 76<br>(80,9)       | 5<br>(5,3)<br><br>13<br>(13,8)<br>gewollt | 5<br>(5,3)                      | 2<br>(2,1)    | 3<br>(3,2)     | 13 Schrau-<br>ben als<br>gewollt<br>lateral<br>platziert<br>gewertet,<br>da „in-out-<br>in“ Technik<br>unterstellt<br>wurde     |
| Sugimoto<br>2007 | StSt<br><br>Siremobil                                  | HWK 7<br>-<br>BWK 6  | gemischt                                      | 154                      | 148<br>(96,1)      | 6<br>(3,9)                                | keine Differenzierung           |               |                |   |
| Rajan<br>2010    | VeVi<br><br>Siremobil                                  | BWK 1<br>-<br>BWK 12 | Skoliosen<br>Kyphosen                         | 242                      | 223<br>(92,2)      | 19<br>(7,8)                               | 10<br>(4,1)                     | 2<br>(0,8)    | 8<br>(3,3)     | 9 ander-<br>weitige<br>Perforatio-<br>nen   |
| Eigene<br>Studie | VeVi<br><br>Vision<br>Vario 3D                         | BWK 1<br>-<br>BWK 12 | Frakturen<br>Tumoren<br>Spondylo-<br>diszitis | 379                      | 359<br>(94,7)      | 20<br>(5,3)                               | 20<br>(5,3)                     | 6<br>(1,6)    | 14<br>(3,7)    |   |

**Tab. 5.3 Literaturübersicht zur 3D-C-Arm Navigation**

Bildwandler: Siremobil ISO-C3D C-Arm (Siemens, Medical Solutions, Erlangen, Deutschland), Vision Vario 3D (Ziehm Imaging, Nürnberg, Deutschland)

Navigationssysteme: StSt = Stealth Station System (Sofamor-Danek, Memphis, USA), SuGa = SurgiGATE (Medivision, Oberdorf, Schweiz), VeVi = Vector Vision (Brainlab, Feldkirchen, Deutschland)

## **5.5 Schraubenlagen im Vergleich**

Die 3D-C-Arm Navigation brachte in unserer Studie die genauesten Schraubenlagen. Die gravierendsten Fehllagen traten bei der konventionellen Technik auf, hier ermittelten wir Abweichungen von mehr als 6 mm, 2 Schrauben wiesen eine Fehllage von mehr als 8 mm auf.

Unsere Studie zeigt demnach, dass eine größere Sicherheit der korrekten Lage der Schrauben im Pedikel mit der dreidimensionalen Navigation zu erzielen ist. Abweichungen treten zu einem geringen Prozentsatz auf, betreffen jedoch offensichtlich die Abweichungen bis maximal 4 mm und nicht darüber hinaus. Beachtet werden muss allerdings, dass die sehr guten Ergebnisse der 3D-C-Arm Navigation auch darauf zurückzuführen sind, dass intraoperativ bereits eine Kontrolle der Schraubenlage durch einen erneuten Scan vorgenommen werden kann. Da diese Bilder von CT-ähnlicher Qualität sind, können so eventuelle Fehllagen sofort erkannt werden. Dies ist ein immanenter Vorteil dieser Technik. Wäre solch eine Kontrolle auch bei der CT-basierten Navigation möglich, würden vermutlich ähnlich niedrige Raten an Fehllagen auftreten.

Die CT-basierte Navigation weist ebenso hauptsächlich Fehllagen bis 4 mm auf, allerdings ist der Anteil an Fehllagen bis 4 mm deutlich höher als bei der 3D-C-Arm Navigation. Bei Vergleich dieser Werte steht demnach die Frage im Raum, ob das System der CT-basierten Navigation und die Bildqualität welche dem Operateur zur Navigation zur Verfügung steht, hinreichend genau ist.

## **5.6 Diskussion weiterer Ergebnisse**

### **5.6.1 Schraubenlagen bei unterschiedlichen Wirbelkörperhöhen**

Besonders in den hochthorakalen Regionen ist von erschwerten Bedingungen bei Gebrauch der konventionellen Technik auszugehen, da durch Überlagerungen des Schultergürtels die Sicht und damit die mittels eines C-Bogens erstellten Bilder, oft nur eingeschränkt bewertbar sind. Verhältnismäßig wenige Schrauben wurden daher auch in unserer Studie mit der konventionellen Technik in den Bereichen BWK 1 bis BWK 4 implantiert, es fand sich eine Abweichungsrate von 14,4%. Die CT-Navigation zeigte sogar eine Fehllagenrate von 32,5% in dieser Region. Die CT-basierte Navigation bringt demnach (auch) in dieser Region keine Vorteile gegenüber der konventionellen Technik. Die besten Ergebnisse lieferte die 3D-C-Arm Navigation mit einer Fehllagenrate von 6,2% und ist daher den beiden anderen Verfahren vorzuziehen.

Auch für die Bereiche Brustwirbel 5-8 und Brustwirbel 9-12 finden sich ähnliche Werte für die konventionelle und die CT-basierte Technik, die Abweichungsrate liegt hier zwischen 18,9 und 26,9%, während die 3D-Navigation keinen größeren Fehllagenanteil als 5,3% zeigte.

Beachtet werden muss, dass bei diesen beiden Techniken die Fehllagenrate in den unteren thorakalen Bereichen (BWK 9-12) geringer war, als in den Bereichen darüber. Dieser Unterschied war in der Tendenz zu erkennen, statistisch signifikant war er nicht. Diese Tendenz

erklärt sich zum einem durch die breiteren Pedikel, zum anderen durch die bessere Einsehbarkeit und Darstellung der Pedikel.

Schnake et al. fanden bei Anwendung der CT-basierten Navigation für die Bereiche BWK 1-4 eine Perforationsrate von 22,9%, für die Bereiche BWK 5-8 eine Perforationsrate von 16,9% und für die Bereiche BWK 9-12 eine Perforationsrate von 12,5% (2004). Unsere Ergebnisse sind in der Tendenz diesen ähnlich, weisen aber das Manko der insgesamt höheren Rate an Perforationen auf.

### **5.6.2 Lernkurve bei der 3D-C-Arm Navigation**

Die Anwendung eines Navigationssystems stellt besonders den eher unerfahrenen Chirurgen vor eine große Herausforderung. Ein Navigationssystem kann den Operateur unterstützen, stellt aber keineswegs eine Kompensation für mangelnde Erfahrung dar. Der Chirurg muss das Navigationssystem hinterfragen und sich bewusst sein, dass er sich in einem imaginären Raum bewegt. Kontrollen sollte er beispielsweise über eine konventionelle Bildgebung und auch über die klinische Anatomie durchführen.

Verschiedene Autoren berichten von einer Lernkurve welche bei Anwendung der 3D-C-Arm Navigation über die Zeit zu verzeichnen ist (Arand et al., 2001; Youkilis et al., 2001; Beck et al., 2009). Unsere Ergebnisse können dem nur teilweise entsprechen. Während die Fehllagenrate der 1. und 2. Phase ähnlich waren mit 5,5% und 4,7%, war hingegen in der 3. Phase eine Fehllagenrate von 11,7% zu verzeichnen. Erst in der 4. Phase traten keine Abweichungen mehr auf. Dieser Unterschied war statistisch signifikant.

Die Interpretation dieser Resultate bringt zwei Möglichkeiten mit sich: zum einem könnte man konstatieren, dass verbesserte Ergebnisse erst nach einem längeren Einarbeitungszeitraum auftreten. Dies wären in unserem Fall nach vier Jahren, in denen die dreidimensionale Navigation kontinuierlich angewandt wurde. Zum anderen könnte die beschriebene Lernkurve nicht unmittelbar auf die Schraubenlagen und -fehllagen bezogen werden, sondern viel mehr eine umfassende Einarbeitungszeit mit dem System bedeuten, in welcher der Anwender über die Zeit gesehen zunehmend sicherer und vertrauter wird und ein zügigeres Arbeiten gewährleistet wird. Die womöglich zu Beginn auftretenden verlängerten Operationszeiten verkürzen sich dann. Die Position der Schrauben im Pedikelkanal würde allerdings davon unabhängig bleiben.

### **5.6.3 Schraubenlagen bei verschiedenen Operationsindikationen**

Innerhalb aller drei intraoperativen Darstellungsmethoden war die Fehllagenrate in unserer Studie bei den Frakturen am höchsten mit 19,4%, gefolgt von den Spondylodiszitiden mit 18%. Bei den Tumoren wurden 12,3% Fehllagen ermittelt. Dieser Umstand lässt sich durch die Morphologie von Frakturen erklären, welche per se zu erschwerten Implantationsbedingungen durch die frakturierten Anteile führen können. Womöglich führt auch eine fortgeschrittene Ent-

zündung mit den entsprechenden Gewebeveränderungen wie beispielsweise Ödematisierung bei einer Spondylodiszitis zu entsprechend schwierigeren Voraussetzungen.

Fehllagen bei der 3D-C-Arm Navigation wurden in unserer Studie nur bei den Frakturen beobachtet. Dies spricht ebenso für die eben beschriebene Problematik. Es muss weiterhin konstatiert werden, dass die 3D-C-Arm Navigation den entscheidenden Vorteil bietet, jederzeit wieder einen Scan fahren zu können und Relativbewegungen der Wirbelkörper und insbesondere der Frakturanteile in das aktuelle Vorgehen zu integrieren. Auch bei den Spondylodiszitiden scheint die 3D-C-Arm Navigation mit ihren multiplanaren Ansichten einen entscheidenden Vorteil zu bieten.

Bei allen drei Verfahren war jeweils im Vergleich die Fehllagenrate bei der Gruppe der Tumore am niedrigsten. Auch dies entspricht dem bereits besprochenen Sachverhalt. Im Gegensatz dazu ist jedoch die Fehllagenrate bei der CT-basierten Technik in der Gruppe der Spondylodiszitiden mit 37,5% sehr hoch, wobei die niedrige Schraubenanzahl (8) beachtet werden muss. Leider fehlen hier belastbare Studien, welche zu Vergleichen herangezogen werden könnten. Betrachtet man die unter Tabelle 5.1, 5.2 und 5.3 aufgeführten Studien, fällt auf, dass auch Operationen bei degenerativen und angeborene Veränderungen der Wirbelsäule, wie beispielsweise Skoliosen und Kyphosen, mit untersucht wurden (Liljenqvist et al., 1997; Rajasekaran et al., 2007b; Rajan et al., 2010). Diese Patientengruppe wurde durch uns allerdings nicht untersucht.

### **5.6.4 Revisionen und Komplikationen**

Noch während des gleichen Krankenhausaufenthaltes mussten 16 Patienten unserer Studie revidiert werden. Der Großteil gehörte der Gruppe der mit der konventionellen Technik operierten Patienten an, bei zwei Patienten und insgesamt neun revidierten Schrauben wurde eine Schraubenfehllage identifiziert und daraufhin die Revisionsoperation durchgeführt. In den meisten Vergleichsstudien fanden sich keine Schraubenfehllagen die revidiert werden mussten. Einzig Schnake et al. berichten von einem Fall einer Fehllage über 6 mm Abweichung die revidiert wurde (2004). Gertzbein et al. berichteten von zwei Patienten mit einer 6 mm und einer 7 mm Abweichung nach medial, die postoperativ über Cephalgien und umschriebene Parästhesien klagten, jedoch nicht revidiert wurden, da die Symptomatik spontan regredient war (1990).

Bei Anwendung der CT-basierten Navigation wurde keine Revision nötig. Auch andere Autoren berichten von einem komplikationslosen Verlauf (Amiot et al., 2000; Schnake et al., 2004).

In 2 Fällen musste eine Revision bei Patienten durchgeführt werden, die mit der 3D-C-Arm Navigation operiert wurden. Diese war in keinem Fall mit den implantierten Schrauben verbunden, sondern es entwickelte sich eine Wundinfektion bei einer Spondylodiszitis. Auch bei einem Großteil der Vergleichsstudien fanden sich keine Revisionen bzw. postoperative Komplikationen bei Anwendung der 3D-C-Arm Navigation (Grützner et al., 2004; Lekovic et al., 2007). Allerdings findet dieser Aspekt nicht immer Beachtung in der Auswertung (Rajasekaran

et al., 2007b; Sugimoto et al., 2010).

Der Vergleich dieses Parameters ist jedoch schwierig, da zum einem der postoperative Beobachtungszeitraum nicht einheitlich definiert ist und zum anderen teilweise nur neurologische Komplikationen Erwähnung finden, nicht aber beispielsweise ein Schraubenversagen bzw. Implantatversagen.

### 5.7 Vor- und Nachteile der Navigation

Ein entscheidender Vorteil der 3D-C-Arm Navigation mittels eines isozentrischen C-Bogens ist die hervorragende Bildqualität des Datensatzes. Diese ist vergleichbar mit der Qualität eines CT-Bildes, hat aber gegenüber dieser den entscheidenden Vorteil, intraoperativ real-time Bilder zu liefern. Aussagekräftige Ergebnisse lieferten hierzu Euler et al., welche einen signifikanten Unterschied hinsichtlich der korrekt erkannten Schraubenfehlagen bei Beurteilung mittels konventionellen C-Bogen und isozentrischen 3D-C-Bogen feststellten (2004). In einer anderen experimentellen Studie wurde die gleiche Fragestellung bei Kondylenfrakturen der Tibia untersucht, hier zeigte sich eine schlechtere Bildqualität der 3D-Bildgebung gegenüber der CT. Der klinische Nutzen wurden allerdings als gleichwertig betrachtet (Kotsianos et al., 2004). Es fand sich eine Untersuchung, welche die Bildqualität des 3D-C-Bogens als schlechter einstuft und die Wertigkeit der CT-Untersuchung bei (lumbal) implantierten Pedikelschrauben als überlegen einschätzt (Kluba et al., 2009). In unserer Studie musste bei drei Patienten ein Darstellungswechsel vorgenommen werden, da die Bildqualität nicht ausreichend war um weiter navigiert zu operieren.

Als eine hervorzuhebende Schwachstelle hat sich die Anfälligkeit des darstellenden Systems gegenüber Metall gezeigt. Um eine gute Bildqualität zu erhalten, ist daher ein metallfreies Operationsgebiet von Nöten. Es bieten sich beispielsweise Operationstische aus Karbongewebe an, da diese aus röntgendurchlässigen Material bestehen. Sollten Metallinstrumente von Nöten sein, ist darauf zu achten, diese möglichst außerhalb des Scanfeldes zu positionieren. Große Instrumentierungen über mehrere Segmente können ebenfalls zu einer eingeschränkten Beurteilbarkeit führen. Weiterhin ist zu beachten, dass bestimmte patientenbedingte Umstände, wie beispielsweise Adipositas oder eine osteoporotisch veränderte Wirbelsäule, eine Abnahme der Bildqualität zur Folge haben kann (Gonschorek et al., 2013). Schließlich ist die Bildqualität entscheidend davon abhängig, die Scans in absoluter Ruhelage zu fahren, das heißt, jegliche Bewegung, hier vor allem Atemexkursionen, müssen vermieden werden. Es muss für die Dauer des Scans also eine Apnoephase herrschen, welche in Expiration begonnen werden sollte, da bei einem in Inspiration begonnenen Atemstillstand während des Scans passiv Luft aus dem Thorax entweicht und so zu Ungenauigkeiten führen kann (Grützner et al., 2004).

Hinsichtlich der intraoperativ einzuhaltenden Sterilität zeigte sich, dass die umfangreichen Bewegungen des isozentrischen C-Bogens die Sterilität gefährden können. Die verfügbaren Ab-

deckfolien müssen am C-Bogen selbst und auch an dem daran befindlichen Navigationsring straff angebracht werden, damit die Marker ausreichend erkannt werden (Gonschorek et al., 2013).

Unter dem Aspekt der Wirtschaftlichkeit muss die Frage gestellt werden, ob die Anschaffung und Unterhaltung eines 3D-Bildwandlers sinnvoll erscheint, Einsparpotential mit sich bringt und in der Konsequenz der Nutzen den Kosten überwiegt. Als kritisch sind hier die recht hohen Anschaffungskosten des Gerätes zu sehen, darüber hinaus müssen, sofern nicht vorhanden, Lagerungshilfen und Tischsysteme aus strahlendurchlässigen Material erworben werden. Es muss auch festgestellt werden, dass ein (zeitlicher und damit Kosten-) Aufwand für die Ausbildung von Ärzten und Operationspersonal besteht, um diese mit der neuen Technik vertraut zu machen. Andererseits ist zu bedenken, dass ein 3D-C-Bogen nicht nur in der Wirbelsäulenchirurgie, sondern an nahezu allen Gelenken anwendbar ist und vielfach Verwendung finden kann. Weiterhin soll mittels der besseren Bildqualität und der zielsicheren Navigation die korrekte Implantatlage bereits intraoperativ sichergestellt werden, dies führt zu weniger Revisionsoperationen und damit verkürzter Krankenhausliegedauer. Schließlich sollte auch postoperativ keine Computertomographie mehr zur Verifizierung der Schraubenlage notwendig sein, was wiederum eine Kostenersparnis mit sich bringt. Hübner et al. empfahlen anhand ihrer Kosten- und Nutzenanalyse allerdings eine differenzierte Betrachtung und eine individuelle Kostenkalkulation. Bei Neuanschaffung eines isozentrischen C-Bogens kann dieser letztendlich aber als Ersatz für einen zweidimensionalen C-Bogen dienen (2007).

Ein bedeutender Vorteil sowohl der computertomographie-basierten als auch der 3D-C-Arm Navigation ist die Reduktion der Strahlendosis und die Verringerung der Bestrahlungszeit, nicht nur für den Patienten sondern auch für das Operationspersonal. Gebhard et al. verglichen diese Parameter intraoperativ bei der konventionellen Methode mittels eines C-Bogens, ohne Navigation, mit denen der CT-basierten und 3D-C-Arm Navigation. Verwendung fand hier das Siremobil Iso-C 3D von Siemens. Die mittlere Bestrahlungsdauer pro Patient differierte deutlich, die 3D-C-Arm Navigation zeigte Werte von 40 Sekunden, die CT-basierte Navigation von 75 Sekunden. Die längste mittlere Bestrahlungszeit wurde bei der konventionellen Methode mit 177 Sekunden gemessen. Auch die Bestrahlungsdosis war bei der letzten Methode am höchsten (Median 1091 mGy) und war deutlich geringer bei den beiden Navigationsverfahren (Median 432 mGy und 152 mGy). Beachtet werden muss bei dieser Studie allerdings, dass bei der CT-basierten Navigation, die präoperative CT-Darstellung des zu operierenden Gebietes nicht mit in die Auswertung eingeflossen ist, obwohl diese obligat ist und zu einer Erhöhung von Strahlendosis und Bestrahlungszeit führt. Die Strahlenbelastung ergab sich hier nur aus der intraoperativen Höhenlokalisierung der Wirbelkörper und der Verifizierung der Schraubenlagen nach der Instrumentierung (Gebhard et al., 2006). Hervorzuheben ist also die 3D-C-Arm Navigation, welche nach Erfassen des Datensatzes und dem postinstrumentellen Scan keine weiteren Durchleuchtungen erfordert und so hinsichtlich der Strahlenexposition

einen bedeuteten Vorteil aufweist (Wendl et al., 2003; Grützner et al., 2004; van Walsum et al., 2006; Gebhard et al., 2006).

Als problematisch hat sich erwiesen, dass die intraoperative CT-basierte Navigation auf einen präoperativ aufgenommen Datensatz beruht. Er stellt die Grundlage aller weiteren Schritte dar, kann aber Veränderungen des zu operierenden Bereiches, etwa durch Lagewechsel des Patienten und damit verbundener Fragmentänderung, nach Abschluss der Untersuchung nicht mehr erfassen. Dies kann zu Fehlplanung hinsichtlich der korrekten Pedikelschraubeneintrittsstelle führen und hat zur Folge, dass nur unversehrte Wirbelkörper CT-basiert navigiert werden können.

Das Gelingen der Navigation mit der computertomographie-basierten Methode ist entscheidend von der lückenlosen Erfassung des Zielgebiets abhängig. Beispielsweise sind die thorakalen Dornfortsätze nach kaudal abgekippt, sie reichen weiter kaudal als der zugehörige Wirbel und können so leicht der CT-Bildgebung entgehen. Der Matchingvorgang kann dadurch eingeschränkt sein (Arand et al., 2005; Gonschorek et al., 2013). In unserer Studie musste bei vier Patienten die computertomographie-basierte Navigation abgebrochen werden, da ein oder mehrere Zielwirbel präoperativ nicht erfasst waren. Besonders aber im thorakalen Bereich müssen im Scan zumeist 5-7 Wirbelkörper erfasst werden, damit werden teilweise deutlich über 200 Schnittbilder benötigt. Verschiedene CT-basierte Navigationssysteme geben hier allerdings eine Obergrenze vor. Die 3D-C-Arm Navigation hat, die Datenerfassung betrachtet, ebenfalls teilweise die Problematik des eingeschränkten Scanvolumens, weswegen gelegentlich zwei oder mehr Scans notwendig werden. Vorteil ist allerdings, dass keine grundsätzliche Obergrenze vorliegt.

Weiterhin sind mögliche Fehlerquellen bei Datentransfer und abschließender Planung der CT-basierten Navigation zu beachten. Die Daten sollten komplett übertragen werden, allerdings nur die einzelnen CT-Schichten und keine Quelldaten der CT, darüber hinaus sollten beispielsweise Rippen und der Röntgentisch aus dem Datensatz entfernt werden. Anderenfalls kann das Datenvolumen zu groß werden und Präzisionsverluste folgen. Die Segmentierung des CT-Datensatzes zur Planung der zu instrumentierenden Region ist von entscheidender Bedeutung. Das Zielgebiet muss vollständig und korrekt erfasst werden und die manuelle Festlegung der Dichteschwelle der Weichteil-Knochengrenze muss realitätstreu sein - anderenfalls droht auch hier ein Präzisionsverlust (Arand et al., 2005; Gonschorek et al., 2013).

Als große Herausforderung gilt der Abgleich des CT-Datensatzes mit der tatsächlichen anatomischen Situation. Dafür muss der im Situs mit der Referenzierungsklemme versehene Wirbel auch tatsächlich dem Zielwirbel im CT-Datensatz entsprechen. Daher empfiehlt sich hier eine Kontrolle mittels einer Bildwandlerdurchleuchtung. Auch das anschließende Matching unterliegt der Gefahr einiger Störquellen. Zum einem errechnet das Navigationssystem einen Genauigkeitswert, der jedoch nicht zwangsläufig immer korrekt ist und der Realität entspricht (Arand et al., 2005). Diese Problematik stellte sich bei unserem Kollektiv intraoperativ in einem Fall. Daher sollte immer nach dem Matching und vor Beginn der navigierten Pedikelschrauben-

implantation eine Kontrolle durch den Operateur erfolgen, indem er ein Instrument an knöchernen Strukturen des Zielwirbels ansetzt und die richtige Position auf dem Navigationsbildschirm überprüft. Zum anderen kann der errechnete Genauigkeitswert des Systems, der ein Qualitätsindex darstellt, nicht die gewünschten Präzision ergeben. Hier ist ein Wert von weniger 2 mm empfehlenswert (Nottmeier et al., 2007). In unserer Studie musste bei einem Patienten aus diesem Grund die Navigation abgebrochen werden. Schließlich birgt das Anwenden der CT-basierten Navigation im thorakalen Bereich eher die Gefahr eines Fehlmatchings, da sich die Identifikation der Vermessungspunkte („landmarks“) intraoperativ schwieriger darstellt als beispielsweise an der Lendenwirbelsäule, bei welcher wesentlich prominentere anatomische Landmarken vorliegen (Gebhard et al., 2000).

Nottmeier et al. benötigten für den Matching-Vorgang in ihrem Kollektiv maximal 2,35 Minuten, wobei mit steigender Erfahrung und Kenntnis des Navigationssystems die Schnelligkeit noch erhöht wurde (2007).

Besonders beim Vorliegen komplexer anatomischer Verhältnisse wie beispielsweise eine Fraktur bei einem Patienten mit Spondylitis ankylosans, ist die Anwendung eines Navigationssystems zu empfehlen. Vor allem die 3D-C-Arm Navigation bietet hier Vorteile. Rajasekaran et al. konnten zeigen, dass die Durchführbarkeit, Genauigkeit und die Sicherheit der Schraubenimplantation auch bei schwierigen anatomischen Situationen zufriedenstellend gelingt (Rajasekaran et al., 2007a).

Ein wesentlicher Vorteil der 3D-C-Arm Navigation stellt die Möglichkeit dar, auf eine postoperative CT verzichten zu können, da die korrekte Lage der Schrauben bereits intraoperativ multiplanar mittels eines Scans überprüft werden kann und eventuelle Nachrepositionen direkt vorgenommen werden können. Allerdings müssen hier auch Einschränkungen bemerkt werden. Der intraoperative Scan nach erfolgter Instrumentierung detektiert kortikale Perforationen und Schraubenfehlagen mit einer hohen Genauigkeit, offenbart jedoch Schwächen in der präzisen Beurteilung des Spinalkanaldurchmessers und der Frakturelemente an der Hinterwand des Wirbelkörpers. Daher sollte, insbesondere bei Frakturen und zur Einschätzung der Morphologie dieser, nach erfolgter Instrumentierung, eine postoperative Computertomographie trotz Anwendung eines Navigationssystems in Betracht gezogen werden (Beck et al., 2010). Die gleichen Autoren gaben die Sensitivität des 3D-Scans, bezogen auf eine korrekte Schraubenlage und in Gegenüberstellung zum „Goldstandard“ postoperative CT, mit 91,3% an und die Spezifität mit 98,2%. Eine signifikant höhere Rate an fälschlicherweise als korrekt platziert gewerteten Schrauben fand sich an den Brustwirbelkörpern 1-10, folglich steht die Forderung nach einer postoperativen CT in diesen Segmenten im Raum (Beck et al., 2009).



## **6 Schlussfolgerung**

In der vorliegenden Studie konnte an einem großen Patientengut und einer Vielzahl an implantierten Pedikelschrauben ein aktueller Vergleich verschiedener intraoperativer Darstellungsmethoden bei der chirurgischen Therapie mittels eines Fixateur interne von Frakturen, Tumoren und Spondylodiszitiden der Brustwirbelsäule untersucht werden.

Zur Auswertung der Pedikelschraubenlage wurde die in vielen Vergleichsstudien angewandte Methode der Ausmessung der Abweichungen anhand einer Computertomographie nach erfolgter Instrumentierung angewandt.

Es stellte sich heraus, dass sowohl die konventionell als auch die mit der CT-basierten Navigation eingebrachten Schrauben einen signifikant höheren Anteil an Fehlplatzierungen aufweisen, als bei Anwendung der Navigation mit einem 3D-Bildwandler. Besonders in hochthorakalen Regionen ist die 3D-C-Arm Navigation überlegen, sie bietet eine größere Sicherheit bei der korrekten Implantation von Pedikelschrauben bei allen drei untersuchten Operationsindikationen. Dies bedingt die Abwesenheit von Komplikationen und dadurch die fehlende Notwendigkeit von Revisionsoperationen.

Die konventionelle Technik und auch die Anwendung der CT-basierten Navigation sollten unserer Studie zufolge zunehmend durch sicherere Verfahren ersetzt werden. Hier stehen auch weiterführende Systeme, wie beispielsweise die O-Arm Navigation, zur Diskussion.

Die technischen Voraussetzungen der 3D-C-Arm Navigation und die sich daraus möglicherweise ergebenden Probleme wie Metallüberlagerungen, hohe Anschaffungskosten und intraoperative Schwierigkeiten mit der Sterilität sind unsere Meinung nach tolerier- und lösbar. Der Nutzen der 3D-C-Arm Navigation, wie reduzierte Strahlendosis, die Sicherheit in hochthorakalen Regionen und bei schwierigen anatomischen Verhältnissen überwiegen den Nachteilen. Letztlich nicht abschließend geklärt ist die Frage nach der Entbehrlichkeit der postoperativen Computertomographie, da die Qualität der 3D-Scans teilweise keine ausreichend genaue Beurteilung der Strukturen, insbesondere bei Frakturen, zulässt.

## **7 Zusammenfassung**

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades

Dr. med.

### **Navigierte versus konventionelle Pedikelschraubensetzung an der Brustwirbelsäule - Eine computertomographische Analyse von 1379 Schrauben**

eingereicht von: Sophia Marie Bormann

angefertigt in der: Klinik und Poliklinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und  
Plastische Chirurgie der Universität Leipzig

betreut von: Prof. Dr. med. Christoph Josten

Datum der Einreichung: .....

#### **Zusammenfassung**

Ziel der vorliegenden retrospektiven Studie war es, die Exaktheit der Pedikelschraubenlage bei der dorsalen Implantation von internen Fixateuren an der Brustwirbelsäule zu untersuchen. Es wurden die Verletzungs- und Krankheitsentitäten Frakturen, Tumore bzw. Metastasen und Spondylodiszitiden der Brustwirbelsäule in die Studie aufgenommen.

In den Jahren von 2005 bis 2010 wurden an der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und Plastische Chirurgie der Universität Leipzig eine Vielzahl dieser Operationen durchgeführt. Insgesamt 196 Patienten wurden in die Studie aufgenommen, zusammen wurden bei diesen Patienten 1379 Schrauben implantiert.

Intraoperativ wurden verschiedenen Bildgebungen angewandt, um die Lage der Schrauben zu bestimmen. Zum einen die konventionelle zweidimensionale Darstellung mittels eines Bildwandlers, zum anderen zwei Verfahren der Navigation, welche dreidimensionale Bilder liefern: die computertomographie-basierte Navigation und die 3D-C-Arm Navigation.

Postoperativ erhielten alle Patienten eine computertomographische Untersuchung der instrumentierten Region. Anhand dieser Bilder konnte die genaue Lage jeder einzelnen Schraube im Wirbelbogen bestimmt und ausgemessen werden. Sämtliche laterale und mediale Fehllagen wurden bestimmt, um anschließend einen Vergleich der drei Verfahren hinsichtlich ihrer Genauigkeit zu vollziehen.

Es zeigte sich, dass die 3D-C-Arm Navigation die niedrigste Anzahl an Schraubenfehllagen aufwies. Die konventionelle und auch die computertomographie-basierte Navigation brachten hingegen Fehllagenraten von über 20 Prozent.

Die 3D-C-Arm Navigation bringt demnach eine größere Sicherheit für den Patienten mit sich, da Komplikationen aufgrund von Schraubenfehlagen, wie beispielsweise neurologische Schäden und instabilen Osteosynthesen, seltener auftreten. Darüber hinaus könnte bei Anwendung dieses Navigationssystems eine postoperative Computertomographie entbehrlich werden, da durch den bereits intraoperativ erfolgten dreidimensionalen Scan eine hinreichende Beurteilung der Schraubenlagen möglich ist. In der Konsequenz kann somit die Strahlenexposition für den Patienten minimiert werden.

## 8 Quellenverzeichnis

### 8.1 Literaturverzeichnis

1. **Amiot**, L.P., Lang, K., Putzier, M., Zippel, H., Labelle, H. (2000): Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar, and sacral spine. *Spine* 25, 606–614
2. **Anetzberger**, H., Friedl, H., Putz, R., Trentz, O. (1997): Wirbelsäule. In: *Chirurgische Operationslehre. Posttraumatische Defekt- und Infektsanierung. Schädel, Wirbelsäule, Becken* (Hg. W. Platzer, O. Trentz). Thieme, Stuttgart, 300–409
3. **Arand**, M., Hartwig, E., Hebold, D., Kinzl, L., Gebhard, F. (2001): Prazisionsanalyse navigationsgestützt implantierter thorakaler und lumbaler Pedikelschrauben. Eine prospektive klinische Studie. *Der Unfallchirurg* 104, 1076–1081
4. **Arand**, M., Hartwig, E., Kinzl, L., Gebhard, F. (2002): Spinal navigation in tumor surgery of the thoracic spine: first clinical results. *Clinical orthopaedics and related research*, 211–218
5. **Arand**, M., Kinzl, L. (2009): Wirbelsäule - Verletzungen. In: *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie. 292 Tabellen* (Hg. C.-J. Wirth, W. Mutschler). Thieme, Stuttgart, New York, 462–486
6. **Arand**, M., Kinzl, L., Gebhard, F. (2005): Komplikationen navigierter Eingriffe an der Wirbelsäule. *Trauma und Berufskrankheit* 7, 311–316
7. **Arand**, M., Teller, S., Gebhard, F., Schultheiss, M., Keppler, P. (2008): Klinische Präzision der C-Arm-Navigation an der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 146, 458–462
8. **Augat**, P. (2013): Biomechanik der Wirbelsäule. In: *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule. Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten* (Hg. V. Bühren, C. Josten). Springer, Berlin, Heidelberg, 6–18
9. **Austin**, M.S., Vaccaro, A.R., Brislin, B., Nachwalter, R., Hilibrand, A.S., Albert, T.J. (2002): Image-guided spine surgery: a cadaver study comparing conventional open laminoforaminotomy and two image-guided techniques for pedicle screw placement in posterolateral fusion and nonfusion models. *Spine* 27, 2503–2508

10. **Beck**, M., Mittlmeier, T., Gierer, P., Harms, C., Gradl, G. (2009): Benefit and accuracy of intraoperative 3D-imaging after pedicle screw placement: a prospective study in stabilizing thoracolumbar fractures. *European Spine Journal* 18, 1469–1477
11. **Beck**, M., Mittlmeier, T., Gierer, P., Rotter, R., Harms, C., Gradl, G. (2010): Which is the ideal point of time to perform intraoperative 3D imaging in dorsal stabilisation of thoracolumbar spine fractures? A matched pair analysis. *Injury* 41, 996–1001
12. **Belmont**, P.J., Klemme, W.R., Dhawan, A., Polly, D.W. (2001): In vivo accuracy of thoracic pedicle screws. *Spine* 26, 2340–2346
13. **Berlemann**, U., Heini, P., Müller, U., Stoupis, C., Schwarzenbach, O. (1997): Reliability of pedicle screw assessment utilizing plain radiographs versus CT reconstruction. *European Spine Journal* 6, 406–410
14. **Blauth**, M. (1997): Grundlagen der Wirbelsäulentraumatologie. In: *Tscherne Unfallchirurgie. Wirbelsäule* (Hg. H. Tscherne). Springer, Berlin, New York, 2–59
15. **Blauth**, M., Knop, C., Bastian, L. (1997): Brust- und Lendenwirbelsäule. In: *Tscherne Unfallchirurgie. Wirbelsäule* (Hg. H. Tscherne). Springer, Berlin, New York, 241–371
16. **Bledsoe**, J.M., Fenton, D., Fogelson, J.L., Nottmeier, E.W. (2009): Accuracy of upper-thoracic pedicle screw placement using three-dimensional image guidance. *The spine journal* 9, 817–821
17. **Brasiliense**, L.B.C., Theodore, N., Lazaro, B.C.R., Sayed, Z.A., Deniz, F.E., Sonntag, V.K.H., Crawford, N.R. (2010): Quantitative analysis of misplaced pedicle screws in the thoracic spine: how much pullout strength is lost? *Journal of neurosurgery. Spine* 12, 503–508
18. **Bühren**, V. (2003): Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Der Unfallchirurg* 106, 55–69
19. **Byrne**, T.N. (1992): Spinal cord compression from epidural metastases. *The New England journal of medicine* 327, 614–619
20. **Cinotti**, G., Gumina, S., Ripani, M., Postacchini, F. (1999): Pedicle instrumentation in the thoracic spine. A morphometric and cadaveric study for placement of screws. *Spine* 24, 114–119

21. **David, S.**, Bauwens, K., Ekkernkamp, A. (2003): Frakturen der BWS und LWS. Trauma und Berufskrankheit 5, 322–328
22. **Dick, W.** (1984): Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Innere Fixation von Brust- und Lendenwirbelfrakturen. Verlag Hans Huber, Bern, 56-61
23. **Dreghorn, C.R.**, Newman, R.J., Hardy, G.J., Dickson, R.A. (1990): Primary tumors of the axial skeleton. Experience of the Leeds Regional Bone Tumor Registry. Spine 15, 137–140
24. **Ebmeier, K.**, Giest, K., Kalff, R. (2003): Intraoperative computerized tomography for improved accuracy of spinal navigation in pedicle screw placement of the thoracic spine. Acta neurochirurgica 85, 105–113
25. **Ebraheim, N.A.**, Jabaly, G., Xu, R., Yeasting, R.A. (1997): Anatomic relations of the thoracic pedicle to the adjacent neural structures. Spine 22, 1553-1557
26. **Eggers, C.**, Stahlenbrecher, A. (1998): Verletzungen der BWS und LWS. Der Unfallchirurg 101, 779–790
27. **Euler, E.**, Heining, S., Wirth, S., Kotsianos, D., Mutschler, W. (2004): 3D-Bildwandler-Erfahrungen zu Aufwand und Benefit. Trauma und Berufskrankheit 6, S185-S190
28. **Eysel, P.**, Fürderer, S. (2004): Verletzungen der Wirbelsäule. In: Orthopädie und Orthopädische Chirurgie - Wirbelsäule, Thorax (Hg. J. Krämer). Thieme, Stuttgart, New York, 419–454
29. **Franck, A.**, Josten, C. (2013): Metastasen und pathologische Frakturen. In: Chirurgie der verletzten Wirbelsäule. Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten (Hg. V. Bühren, C. Josten). Springer, Berlin, Heidelberg, 379–394
30. **Fritsch, E.** (2010): Orthopädische Eingriffe an der Wirbelsäule. In: Operationsatlas für die orthopädisch-unfallchirurgische Weiterbildung (Hg. D. Kohn, T. Pohlemann). Springer, Berlin, Heidelberg, 349–410
31. **Fritsch, E.**, Duchow, J., Seil, R., Grunwald, I., Reith, W. (2002): Genauigkeit der fluoroskopischen Navigation von Pedikelschrauben. CT-basierte Evaluierung der Schraubenlage. Der Orthopäde 31, 385–391
32. **Fu, T.-S.**, Wong, C.-B., Tsai, T.-T., Liang, Y.-C., Chen, L.-H., Chen, W.-J. (2008): Pe-

- dicle screw insertion: computed tomography versus fluoroscopic image guidance. *International orthopaedics* 32, 517–521
33. **Gebhard, F., Kinzl, L., Arand, M. (2000):** Grenzen der CT-basierten Computernavigation in der Wirbelsäulenchirurgie. *Der Unfallchirurg* 103, 696–701
34. **Gebhard, F., Kinzl, L., Arand, M. (2004):** Navigation - Erfahrung zu Kosten und Nutzen. Präzision rechnergestützter Verfahren. *Trauma und Berufskrankheit* 6, 202–206
35. **Gebhard, F., Kraus, M., Schneider, E., Arand, M., Kinzl, L., Hebecker, A., Bätz, L. (2003):** Strahlendosis im OP - ein Vergleich computerassistierter Verfahren. *Der Unfallchirurg* 106, 492–497
36. **Gebhard, F.T., Kraus, M.D., Schneider, E., Liener, U.C., Kinzl, L., Arand, M. (2006):** Does Computer-Assisted Spine Surgery Reduce Intraoperative Radiation Doses? *Spine* 31, 2024–2027
37. **Gertzbein, S.D., Robbins, S.E. (1990):** Accuracy of pedicular screw placement in vivo. *Spine* 15, 11–14
38. **Gonschorek, O., Jarvers, J.-S. (2013):** Intraoperative Bildgebung und Navigation. In: *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule. Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten* (Hg. V. Bühren, C. Josten). Springer, Berlin, Heidelberg, 102–117
39. **Govender, S. (2005):** Spinal infections. *Journal of Bone and Joint surgery* 87-B, 1454–1458
40. **Grützner, P.A., Beutler, T., Wendl, K., Recum, J. von, Wentzensen, A., Nolte, L.-P. (2004):** Navigation an der Brust- und Lendenwirbelsäule mit dem 3D-Bildwandler. *Der Chirurg* 75, 967–975
41. **Guerado, E., Cerván, A.M. (2012):** Surgical treatment of spondylodiscitis. An update. *International orthopaedics* 36, 413–420
42. **Halatsch, M.-E., Scheufler, K.-M. (2009):** Relevante Anatomie der Wirbelsäule. In: *Spinale Neurochirurgie. Operatives Management von Wirbelsäulenerkrankungen* (Hg. W. Börm, F. Meyer). Schattauer, Stuttgart, New York, 11–19
43. **Hirano, T., Hasegawa, K., Takahashi, H.E., Uchiyama, S., Hara, T., Washio, T., Sujiura, T., Yokaichiya, M., Ikeda, M. (1997):** Structural characteristics of the pedicle

- p and its role in screw stability.
- Spine*
- 22, 2504–2510
44. **Hüfner**, T., Stübig, T., Gössling, T., Kendoff, D., Geerling, J., Krettek, C. (2007): Kosten- und Nutzenanalyse der intraoperativen 3D-Bildgebung. *Der Unfallchirurg* 110, 14–21
  45. **Inceoğlu**, S., Kiliçer, C., Tami, A., McLain, R.F. (2007): Cortex of the pedicle of the vertebral arch. Part II: Microstructure. *Journal of neurosurgery. Spine* 7, 347–351
  46. **Jarvers**, J.-S., Katscher, S., Franck, A. (2011): 3D-based navigation in posterior stabilisations of the cervical and thoracic spine: problems and benefits. Result of 451 screws. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 37, 109–119
  47. **Jarvers**, J.-S., Katscher, S., Josten, C. (2008): Intraoperative 3D Bildgebung in der Wirbelsäulenchirurgie. *Orthopädie im Profil* 4, 20–22
  48. **Kamimura**, M., Ebara, S., Itoh, H., Tateiwa, Y., Kinoshita, T., Takaoka, K. (1999): Accurate pedicle screw insertion under the control of a computer-assisted image guiding system: laboratory test and clinical study. *Journal of orthopaedic science* 4, 197–206
  49. **Karapinar**, L., Erel, N., Ozturk, H., Altay, T., Kaya, A. (2008): Pedicle Screw Placement With a Free Hand Technique in Thoracolumbar Spine: Is It Safe? *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 21, 63–67
  50. **Katscher**, S., Jarvers, J.-S., Josten, C. (2008): Intra-operative 3D Navigation and Imaging in Spine Surgery. *European musculoskeletal review* 3, 2–5
  51. **Katscher**, S., Josten, C. (2013): Frakturen und Luxationen der oberen und mittleren Brustwirbelsäule (T1 bis T10) einschließlich des zervikothorakalen Übergangs. In: *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule. Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten* (Hg. V. Bühren, C. Josten). Springer, Berlin, Heidelberg, 197–222
  52. **Kinzl**, L., Gebhard, F. (2005): Navigation an der Wirbelsäule. *Trauma und Berufskrankheit* 7, S145-S147
  53. **Kluba**, T., Rühle, T., Schulze-Bövingloh, A., Leichtle, C.I., Schönfish, B., Niemeyer, T., Schaefer, J.F. (2009): Reproduzierbarkeit der Befundung von lumbalen Pedikelschraubenpositionen mit ISO C 3D und CT. *Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 181, 477–482



54. **Kothe**, R., O'Holleran, J.D., Liu, W., Panjabi, M.M. (1996): Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomic study. *Spine* 21, 264–270
55. **Kotsianos**, D., Wirth, S., Fischer, T., Euler, E., Rock, C., Linsenmaier, U., Pfeifer, K.J., Reiser, M. (2004): 3D imaging with an isocentric mobile C-arm comparison of image quality with spiral CT. *European radiology* 14, 1590–1595
56. **Krämer**, J., Rubenthaler, A., Senge, A. (2003): Die geschichtliche Entwicklung der instrumentierten Wirbelsäulenfusion. In: *Navigation und Robotic in der Gelenk- und Wirbelsäulen Chirurgie* (Hg. R. Haaker, W. Konermann). Springer, Berlin, 376
57. **Laine**, T., Lund, T., Ylikoski, M., Lohikoski, J., Schlenszka, D. (2000): Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients. *European Spine Journal* 9, 235–240
58. **Lekovic**, G.P., Potts, E.A., Karahalios, D.G., Hall, G. (2007): A comparison of two techniques in image-guided thoracic pedicle screw placement: a retrospective study of 37 patients and 277 pedicle screws. *Journal of neurosurgery. Spine* 7, 393–398
59. **Leue**, L., Kothe, R. (2009): Komplikationen bei operativen Eingriffen an der Wirbelsäule. *Der Orthopäde* 38, 796–805
60. **Liljenqvist**, U., Hackenberg, L., Link, T., Halm, H. (2001): Pullout strength of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine. *Acta orthopaedica Belgica* 67, 157–163
61. **Liljenqvist**, U.R., Halm, H.F., Link, T.M. (1997): Pedicle screw instrumentation of the thoracic spine in idiopathic scoliosis. *Spine* 22, 2239–2245
62. **Magerl**, F., Aebi, M., Gertzbein, S.D., Harms, J., Nazarian, S. (1994): A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *European Spine Journal* 3, 184–201
63. **Merloz**, P., Tonetti, J., Pittet, L., Coulomb, M., Lavalée, S., Sautot, P. (1998): Pedicle screw placement using image guided techniques. *Clinical orthopaedics and related research* 354, 39–48
64. **Merloz**, P., Troccaz, J., Vouaillat, H., Vasile, C., Tonetti, J., Eid, A., Plaweski, S. (2007): Fluoroscopy-based navigation system in spine surgery. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 221, 813–820

65. **Meter**, J.J., Polly, D.W., Miller, D.W., Popovic, N.A., Ondra, S.L. (1996): A method for radiographic evaluation of pedicle screw violation of the vertebral endplate. *Technique. Spine* 21, 1587–1592
66. **Modi**, H., Suh, S.W., Song, H.-R., Yang, J.-H. (2009): Accuracy of thoracic pedicle screw placement in scoliosis using the ideal pedicle entry point during the freehand technique. *International orthopaedics* 33, 469–475
67. **Nottmeier**, E., Crosby, T. (2007): Timing of paired points and surface matching registration in three-dimensional (3D) image-guided spinal surgery. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 20, 268–270
68. **Panjabi**, M.M., Takata, K., Goel, V., Federico, D., Oxland, T., Duranceau, J., Krag, M. (1991): Thoracic human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 16, 888–901
69. **Patchell**, R.A., Tibbs, P.A., Regine, W.F., Payne, R., Saris, S., Kryscio, R.J., Mohiuddin, M., Young, B. (2005): Direct decompressive surgical resection in the treatment of spinal cord compression caused by metastatic cancer: a randomised trial. *Lancet* 366, 643–648
70. **Peters**, K.M. (2004): Infektion der Wirbelsäule. In: *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie - Wirbelsäule, Thorax* (Hg. J. Krämer). Thieme, Stuttgart, New York, 203–223
71. **Rajan**, V., Kamath, V., Shetty, A.P., Rajasekaran, S. (2010): Iso-C3D navigation assisted pedicle screw placement in deformities of the cervical and thoracic spine. *Indian Journal of Orthopaedics* 44, 163–168
72. **Rajasekaran**, S., Jaiswal, A., Shetty, A. (2007a): Role of intraoperative Iso-C based navigation in challenging spine trauma. *Indian Journal of Orthopaedics* 41, 312
73. **Rajasekaran**, S., Vidyadhara, S., Ramesh, P., Shetty, A.P. (2007b): Randomized clinical study to compare the accuracy of navigated and non-navigated thoracic pedicle screws in deformity correction surgeries. *Spine* 32, E56-64
74. **Rampersaud**, Y., Pik, J., Salonen, D., Farooq, S. (2005): Clinical accuracy of fluoroscopic computer-assisted pedicle screw fixation: a CT analysis. *Spine* 30, E183-90
75. **Rath**, S., Moszko, S. (2009a): Brustwirbelsäule und thorakolumbaler Übergang. In:

- Spinale Neurochirurgie. Operatives Management von Wirbelsäulenerkrankungen (Hg. W. Börm, F. Meyer). Schattauer, Stuttgart, New York, 130–137
76. **Rath, S.**, Moszko, S. (2009b): Dorsale transpedikuläre Stabilisierung. In: Spinale Neurochirurgie. Operatives Management von Wirbelsäulenerkrankungen (Hg. W. Börm, F. Meyer). Schattauer, Stuttgart, New York, 337–340
77. **Reichle, E.**, Morlock, M., Sellenschloh, K., Eggers, C. (2002): Zur Definition der Pedikelfehllage. Primärstabilität und Lockerungsverhalten von Pedikelschrauben in Abhängigkeit von ihrer Lage: spongiöse Verankerung, kortikale Verankerung, Perforation und Fehllage. Der Orthopäde 31, 402–405
78. **Sapkas, G.S.**, Papadakis, S.A., Stathakopoulos, D.P., Papagelopoulos, P.J., Badekas, A.C., Kaiser, J.H. (1999): Evaluation of pedicle screw position in thoracic and lumbar spine fixation using plain radiographs and computed tomography. A prospective study of 35 patients. Spine 24, 1926–1929
79. **Schizas, C.**, Theumann, N., Kosmopoulos, V. (2007): Inserting pedicle screws in the upper thoracic spine without the use of fluoroscopy or image guidance. Is it safe? European Spine Journal 16, 625–629
80. **Schlenzka, D.**, Laine, T., Lund, T. (2000): Computerunterstützte Wirbelsäulenchirurgie. Prinzipien, Technik, Ergebnisse und Perspektiven. Der Orthopäde 29, 658–669
81. **Schnake, K.J.**, König, B., Berth, U., Schroeder, R.J., Kandziora, F., Stockle, U., Raschke, M., Haas, N.P. (2004): Genauigkeit der CT-basierten Navigation von Pedikelschrauben an der Brustwirbelsäule im Vergleich zur konventionellen Technik. Der Unfallchirurg 107, 104–112
82. **Schulze, C.J.**, Munzinger, E., Weber, U. (1998): Clinical relevance of accuracy of pedicle screw placement. A computed tomographic-supported analysis. Spine 23, 2215–2221
83. **Schwarzenbach, O.**, Berlemann, U., Jost, B., Visarius, H., Arm, E., Langlotz, F., Nolte, L.P., Ozdoba, C. (1997): Accuracy of computer-assisted pedicle screw placement. An in vivo computed tomography analysis. Spine 22, 452–458
84. **Sugimoto, Y.**, Ito, Y., Tomioka, M., Shimokawa, T., Shiozaki, Y., Mazaki, T., Tanaka, M. (2010): Clinical accuracy of three-dimensional fluoroscopy (IsoC-3D)-assisted upper thoracic pedicle screw insertion. Acta medica Okayama 64, 209–212

85. **Takeshita**, K., Maruyama, T., Ono, T., Ogihara, S., Chikuda, H., Shoda, N., Nakao, Y., Matsudaira, K., Seichi, A., Nakamura, K. (2010): New parameters to represent the position of the aorta relative to the spine for pedicle screw placement. *European Spine Journal* 19, 815–820
86. **Ugur**, H.C., Attar, A., Uz, A., Tekdemir, I., Egemen, N., Genç, Y. (2001): Thoracic pedicle: surgical anatomic evaluation and relations. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 14, 39–45
87. **van Walsum**, T., van de Kraats, E.B., Voormolen, M.H.J., Verlaan, J.-J., Mali, W.P.T.M., Niessen, W.J. (2006): Navigation with three-dimensional rotational radiographic data for transpedicular percutaneous needle introduction: feasibility and comparison with fluoroscopic guidance. *Journal of vascular and interventional radiology* 17, 1511–1518
88. **Wendl**, K., von, R.J., Wentzensen, A., Grutzner, P.A. (2003): Iso-C(3D)-gestützte navigierte Implantation von Pedikelschrauben an BWS und LWS. *Der Unfallchirurg* 106, 907–913
89. **Wong**, D.A., Fornasier, V.L., MacNab, I. (1990): Spinal metastases: the obvious, the occult, and the impostors. *Spine* 15, 1–4
90. **Wurzinger**, L.J. (2007): Rücken. In: *Anatomie. 208 Tabellen* (Hg. G. Aumüller). Thieme, Stuttgart, 224–263
91. **Youkilis**, A.S., Quint, D.J., McGillicuddy, J.E., Papadopoulos, S.M. (2001): Stereotactic navigation for placement of pedicle screws in the thoracic spine. *Neurosurgery* 48, 771–779
92. **Zdichavsky**, M., Blauth, M., Knop, C., Graessner, M., Herrmann, H., Krettek, C., Bastian, L. (2004a): Accuracy of Pedicle Screw Placement in Thoracic Spine Fractures. *European Journal of Trauma* 30, 234–240
93. **Zdichavsky**, M., Blauth, M., Knop, C., Lotz, J., Krettek, C., Bastian, L. (2004b): Accuracy of Pedicle Screw Placement in Thoracic Spine Fractures. *European Journal of Trauma* 30, 241–247

## 8.2 Tabellenverzeichnis

|           |   |
|-----------|---|
| Tab. 3.1  | Altersverteilung  |
| Tab. 3.2  | Schraubenverteilung   |
| Tab. 4.1  | Schraubenlage konventionelle Technik                                    |
| Tab. 4.2  | Schraubenlage konventionelle Technik mit Unterteilung der Wirbel        |
| Tab. 4.3  | Schraubenlage CT-basierte Navigation                                    |
| Tab. 4.4  | Schraubenlage CT-basierte Navigation mit Unterteilung der Wirbel        |
| Tab. 4.5  | Schraubenlage 3D-C-Arm-Navigation                                       |
| Tab. 4.6  | Schraubenlage 3D-C-Arm Navigation mit Unterteilung der Wirbel           |
| Tab. 4.7  | Vergleich der Schraubenlagen bei den drei Verfahren                     |
| Tab. 4.8  | Schraubenlagen Brustwirbelkörper 1-4                                    |
| Tab. 4.9  | Schraubenlagen Brustwirbelkörper 5-8                                    |
| Tab. 4.10 | Schraubenlagen Brustwirbelkörper 9-12                                   |
| Tab. 4.11 | Vergleich bei verschiedenen Wirbelhöhen bei der konventionellen Technik |
| Tab. 4.12 | Vergleich bei verschiedenen Wirbelhöhen bei der CT-basierten Navigation |
| Tab. 4.13 | Vergleich bei verschiedenen Wirbelhöhen bei der 3D-C-Arm Navigation     |
| Tab. 4.14 | Ergebnisse der Schraubenlagen über die Zeit                             |
| Tab. 4.15 | Schraubenlagen bei verschiedenen Operationsindikationen                 |
| Tab. 4.16 | Schraubenlagen bei Frakturen  |
| Tab. 4.17 | Schraubenlagen bei Tumoren  |
| Tab. 4.18 | Schraubenlagen bei Spondylodiszitiden                                   |
| Tab. 4.19 | Übersicht über die Darstellungswechsel                                  |
| Tab. 4.20 | Übersicht über die Revisionen   |
| Tab. 5.1  | Literaturübersicht zur konventionellen Technik                          |
| Tab. 5.2  | Literaturübersicht zur CT-basierten Navigation                          |
| Tab. 5.3  | Literaturübersicht zur 3D-C-Arm Navigation                              |

### 8.3 Abbildungsverzeichnis

Sämtliche Abbildungen sind, sofern nicht anders gekennzeichnet, Eigentum der Klinik für Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Leipzig.

- Abb. 2.1 OP-Situs mit implantierten Pedikelschrauben und einem Längsträger und erfolgter Laminektomie bei einem Patienten mit Metastasen der Wirbelsäule
- Abb. 3.1 graphische Darstellung der Altersverteilung
- Abb. 3.2 Häufigkeitsverteilung der Erkrankungen
- Abb. 3.3 Häufigkeitsverteilung der erkrankten bzw. verletzten Wirbel
- Abb. 3.4 Verteilung der Erkrankungs- bzw. Verletzungsart auf die Wirbel bezogen
- Abb. 3.5 a.) Bildwandler (Ziehm Imaging, Nürnberg, Deutschland)  
b.) konventionelle C-Bogen Bilder
- Abb. 3.6 a.) Navigationssystem Vector Vision (Brainlab, Feldkirchen, Deutschland). Die Kamera erkennt die Instrumente  
b.) Abbildung des Matchingvorgangs bei der CT-basierten Navigation
- Abb. 3.7 a.) C-Arm, im Hintergrund Bildschirm des Bildverstärkers und das Navigationssystem  
b.) Topologie im Operationssaal, rechts im Bild der Navigationsrechner  
c.) Kalibrieren der Instrumente bei der 3D-C-Arm Navigation  
d.) Navigation  
e.) Intraoperativer Scan zur Lagekontrolle der Schrauben
- Abb. 3.8 Anzahl der Schrauben pro Verfahren
- Abb. 3.9 Schraubenverteilung pro Wirbel
- Abb. 3.10 Wirbel mit implantierten Schrauben und verschiedenen Lagen. Beispielfall ist entweder eine mediale oder eine laterale Abweichung dargestellt
- Abb. 3.11 CT-Bilder mit verschiedenen Schraubenlagen und exemplarischer Abweichung nach lateral oder medial
- Abb. 3.12 CT-Bild mit exemplarischer Abweichung nach medial
- Abb. 3.13 Anhand des CT-Bildes ist die Schraubenlage nicht beurteilbar
- Abb. 3.14 präoperative CT und konventionelles Röntgenbild (ap) mit BWK 4 Fraktur
- Abb. 3.15 postoperatives konventionelles Röntgenbild des liegenden Fixateur interne (ap und lateral)
- Abb. 3.16 postoperative CT, korrekt implantierte Schrauben an BWK 2
- Abb. 4.1 Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei der konventionellen Technik
- Abb. 4.2 Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei der CT-basierten Navigation
- Abb. 4.3 Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei der 3D-C-Arm Navigation
- Abb. 4.4 Graphische Gegenüberstellung der Schraubenlagen bei den drei Verfahren
- Abb. 4.5 Graphische Darstellung der Schraubenlagen an BWK 1-4
- Abb. 4.6 Graphische Darstellung der Schraubenlagen an BWK 5-8

## Abbildungsverzeichnis

---

|           |  |
|-----------|--|
| Abb. 4.7  | Graphische Darstellung der Schraubenlagen an BWK 9-12                        |
| Abb. 4.8  | Graphische Darstellung der Ergebnisse über die Zeit                          |
| Abb. 4.9  | Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei den verschiedenen Erkrankungen |
| Abb. 4.10 | Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei Frakturen                      |
| Abb. 4.11 | Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei Metastasen/Tumoren             |
| Abb. 4.12 | Graphische Darstellung der Schraubenlagen bei Spondylodiszitiden             |

## **9 Danksagung**

Ich möchte mich recht herzlich bei Professor Dr. med. Christoph Josten bedanken, für die Möglichkeit an seiner Klinik zu promovieren.

Auch großer Dank an Dr. med. Jan-Sven Jarvers für die vorzügliche Betreuung dieser Arbeit, die stete Präsenz und behände Reaktion auf Fragen und Probleme.

Vielen Dank an Evelyn Kuhnt vom Institut für medizinische Informatik, Statistik und Epidemiologie der Universität Leipzig für die Hilfestellungen bei den statistischen Fragestellungen der Arbeit.

Ein Dank auch an meinen Lebensgefährten Peter Köpper und meine Schwester Elisabeth Bormann für die Unterstützung bei der Gestaltung und des Layouts der Arbeit, darüber hinaus auch für die stets aufmunternden Worte und den mentalen Beistand.

Meinen Eltern bin ich zu besonderen Dank verpflichtet, für ihren Zuspruch und ihre immerwährende Unterstützung.



## **10 Erklärung über selbstständige Abfassung der Arbeit**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren.

Sophia Marie Bormann

Leipzig, den 24.06.2014